

**Dimensionsstabilität und Präzision verschiedener Abformtechniken  
am Beispiel mehrerer Implantate im augmentierten zahnlosen Oberkiefer  
unter Verwendung des Xive<sup>®</sup> - Implantatsystems**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Franke, Albert

aus Brilon

Gießen 2014

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

der Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH

Standort Gießen

Leiter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

Tag der Disputation: 09.03.2015

*Meinen lieben Eltern*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>3</b>
2.1	Das Implantat in der gegenwärtigen Zahnmedizin.....	3
2.2	Abformung multipler Implantate.....	5
2.2.1	Grundlagen der zahnärztlichen Abformung.....	5
2.2.2	Bisher untersuchte Implantatabformungstechniken.....	6
2.2.3	Abformmaterialien.....	19
2.2.4	Gips.....	21
2.2.5	Abformhilfsmittel.....	22
2.2.6	Möglichkeiten der Vermessung von Modellen.....	24
<b>3</b>	<b>ZIEL DER ARBEIT .....</b>	<b>26</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>27</b>
4.1	Materialien.....	27
4.1.1	Das Urmodell.....	27
4.1.2	Herstellung einer "Abformmaschine" zur Abformung.....	28
4.1.3	Fabrikation des individuellen Löffels.....	30
4.1.4	Verwendete Materialien.....	31
4.1.5	Auflistung der verwendeten Materialien, Chargennummern.....	33
4.2	Untersuchte Abformmethoden.....	34
4.3	Versuchsdurchführung.....	34
4.3.1	Durchführung der Abformungen.....	34
4.3.2	Modellherstellung.....	37

4.4	Modellvermessung.....	38
4.4.1	3D-Messmaschine.....	38
4.4.2	Vorgehen bei Vermessung des Urmodells und der Modelle.....	40
4.4.3	Mathematische Grundlagen.....	41
4.4.4	Einstellen der Messmaschine zur Vermessung.....	42
4.4.5	Vermessung des Urmodells, Genauigkeitsprüfung.....	44
4.4.6	Vermessung der Gipsmodelle.....	44
4.4.7	Vermessung der Implantatmittelpunkte.....	45
4.5	Auswertung der Daten.....	46
4.5.1	Angewandte statistische Methoden.....	46
4.5.2	Graphische Darstellung der Ergebnisse.....	46
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE.....</b>	<b>48</b>
5.1	Untersuchung der Messgenauigkeit am Urmodell.....	48
5.1.1	Darstellung der Neigungsänderung.....	48
5.1.2	Darstellung der Rotationsänderung.....	49
5.1.3	Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der X-Achse.....	50
5.1.4	Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der Y-Achse.....	51
5.1.5	Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der Z-Achse.....	52
5.2	Vergleich der untersuchten Parameter an den Gipsmodellen .....	53
5.2.1	Darstellung der Neigungsänderung.....	53
5.2.2	Darstellung der Rotationsänderung.....	54
5.2.3	Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der X-Achse.....	55
5.2.4	Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der Y-Achse.....	56
5.2.5	Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der Z-Achse.....	57
5.3	Zusammenfassung und Schlussfolgerung.....	58

<b>6</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>59</b>
6.1	Diskussion der eigenen Methode.....	59
6.2	Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien.....	63
6.3	Schlussfolgerung.....	69
<b>7</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>71</b>
	Summary.....	72
<b>8</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>73</b>
<b>9</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>85</b>
<b>10</b>	<b>ERKLÄRUNG.....</b>	<b>87</b>
<b>11</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>88</b>
<b>12</b>	<b>LEBENS LAUF .....</b>	<b>90</b>

# 1 Einleitung

Heutzutage besteht die Möglichkeit, Zahnverluste sowie Nichtanlagen von Zahnkeimen durch zahnärztliche Implantate zu kompensieren und festsitzenden Zahnersatz dauerhaft in der Mundhöhle zu integrieren. Dieses Behandlungskonzept bildete sich seit Mitte des 20. Jahrhunderts als Konsequenz vieler Unzulänglichkeiten der etablierten prothetischen Methoden heraus und erfuhr einen bahnbrechenden Erfolg mit den Erkenntnissen der „Osseointegration“, also der Einheilung der Implantatoberfläche in vitalem Knochengewebe.<sup>16</sup>

Für einen langfristigen Verbleib des Implantates im Kieferknochen ist neben einer atraumatischen chirurgischen Vorgehensweise, der Beschaffenheit der Implantatoberfläche und der Belastungsabstinenz der ersten Monate auch die Gestaltung der späteren prothetischen Versorgung maßgeblich.<sup>56</sup>

In diesem Zusammenhang wird die Forderung nach einer absolut spannungsfreien Suprakonstruktion auf mehreren Implantaten gestellt, um die Einwirkung von extra-axialen Kräften auf die rigide Implantat-Knochen-Verbindung zu vermeiden.<sup>104</sup>

Schon bei der Abformung der intraoralen Situation ist ein Höchstmaß an Dimensionstreu und Genauigkeit wünschenswert, um aus dem gewonnenen Negativ später ein maßstabsgetreues Modell zu erreichen. Dieses Modell ist die Grundlage für eine passende Suprakonstruktion. Bis in die heutige Zeit ist auf dem Markt noch kein Abformmaterial erhältlich, welches eine absolut genaue Wiedergabe eines Kiefers ermöglicht. Unter Verwendung eines hydrophilen Polyethers und Monophasenabformung gelangen jedoch sehr exakte Reproduktionen.<sup>97,46</sup>

Um Implantate abzuformen, haben sich zwei generelle Verfahren etabliert: Die offene Implantatabformung (open tray), wo anhand spezieller individueller Löffel, in denen die exakten Implantatpositionen über Öffnungen im Löffel frei gestaltet sind, die aufgeschraubten Abformpfosten abgeformt werden. Bei der geschlossenen Abformung (closed tray) wird mittels codierter Repositionshilfen in einem geschlossenen Abformlöffel abgeformt. Vor Modellherstellung werden bei jeder Technik Modellimplantate auf den Abformpfosten angebracht.<sup>20,113</sup>

Gerade die Herausforderungen im Bereich von komplexen prothetischen Restaurationen im zahnlosen Oberkiefer mit mehreren unterschiedlich geneigten Implantaten erfordern besondere Techniken und Lösungsansätze.<sup>89</sup>

Um bei Abformung mehrerer Implantate eine genügende Stabilität zu erzielen, ist es daher möglich, die Abformpfosten bei der offenen Abformung vorher zu verblocken. Dieses geschieht über Auto- oder Lichtpolymerisat-Stege, die an den Abformpfosten auf dem Meistermodell angebracht werden.<sup>32</sup>

Ziel der vorliegenden Studie ist es, die Wiedergabequalität einer verblockten direkten Abformung der einer unverblockten Transfer- und Pick-up-Technik bei Komplexrestorationen im zahnlosen Oberkiefer mit Beteiligung von sechs Implantaten gegenüberzustellen, da in der Literatur nur wenige Daten über oben beschriebene Situation verfügbar sind. Für eine möglichst auf den Patienten übertragbare und damit aussagekräftige Studie werden die Untersuchungen anhand eines klinischen Falles in einer *in vitro* Laborstudie durchgeführt.



## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Das Implantat in der gegenwärtigen Zahnmedizin

In der heutigen Zeit werden überwiegend rotationssymmetrische Schraubenimplantate aus Reintitan oder Keramik inseriert. Gerade die Oberflächenbeschaffenheit der Implantate spielt eine gewichtige Rolle im Zusammenhang mit der vollständigen Einheilung in den Kieferknochen. Diese wird definiert als direkter Kontakt zwischen Implantat und Knochen, unter Zuhilfenahme der lichtmikroskopischen Sichtkontrolle.<sup>17</sup>

Vom Aufbau her lassen sich in der Gruppe der enossalen Implantate Nadel- (nach Ackermann), Schrauben- (z.B. *Brånemark*), (Hohl-)Zylinder- (z.B. *Camlog*) und Blattimplantate (nach Linkow) unterscheiden. Schraubenimplantate werden in den vorbereiteten knöchernen Implantatstollen eingedreht. Zylinderimplantate werden ohne Verschrauben in die Knochenkavität eingebracht, der Halt erfolgt über eine makro- und mikroretentive Oberfläche. Blattimplantate werden heutzutage nicht mehr verwendet; auf Grund der auftretenden überdimensionalen Spannungsspitzen stirnseits haben sie ihre Bedeutung gegenüber den rotationssymmetrischen Schrauben- und Zylinderimplantaten verloren.<sup>62</sup> Der überverhältnismäßige Knochenverlust bei Entfernung eines Blattimplantates spricht ebenfalls gegen die Verwendung. Auch die Nadelimplantate stammen aus der Frühzeit der Implantologie, besaßen meist eine angeschliffene Spitze, so dass sie selbstbohrend oder -schneidend in den Kiefer versenkt werden konnten.

Die Osseointegration eines Implantates verläuft in der Gegenwart zumeist komplikationslos. Überlebensraten von bis zu 98,8%, zehn Jahre nach Insertion, werden erreicht.<sup>19</sup> Aufgabe eines inserierten Implantates ist neben der Befestigung von prothetischen Aufbauten auch stets eine Prävention von Alveolarkammatrophie. Auch weitere Umgebungsstrukturen können über den funktionellen Reiz erhalten bleiben.<sup>61</sup> Für den Langzeiterfolg entscheidend sind das Fehlen von Entzündungszeichen, möglichst gute Mundhygienegewohnheiten des Patienten und Vermeidung von unphysiologischen Kräften auf das Implantat, wie sie bei Bruxismus oder einer nicht passenden Suprakonstruktion hervorgerufen werden. Bei der Beurteilung einer erfolgreichen Implantation werden zumeist die Kriterien der Implantatmobilität, auftre-

tender Schmerz, die radiologische Kontrolle mit einem Knochenverlust unter 1,5mm als auch mögliche Entzündungen oder Blutungen gemeinhin angesehen.<sup>88</sup>

In dieser Studie wird das *Xive® S* - Implantatsystem der Firma *Friadent* verwendet, welches seit 2001 auf dem Markt erhältlich ist. Das Design dieses Schraubenimplantates setzt sich aus einem apikalen und einem koronalen Teil zusammen. Ein selbstschneidendes Gewinde apikal wird durch ein den krestalen Knochen verdichtendes Gewinde koronal abgelöst, so dass sich eine hervorragende Indikation bei nachteiliger Knochenformation oder unzureichender Übereinstimmung zwischen Implantat und Knochen ergibt.

Als Rotationssicherung ist im Inneren des Implantats ein Sechskant integriert, zusammen mit einem Innengewinde kann darüber ein stabiler Kontakt zwischen Implantatkörper und Abformpfosten bzw. Kronenaufbau hergestellt werden ([Abbildungen 1 und 2](#)). Das interne Hexagon verteilt die auftretenden Kräfte tief ins Innere des Implantates und schützt damit den Aufbau vor extremer Belastung.

Um eine primärstabile Osseointegration zu gewährleisten, besteht die Oberfläche des Implantates seit 2003 aus der *Friadent® plus* Oberfläche, die über eine unter hoher Temperatur geätzte und gestrahlte Mikrostruktur verfügt. Eine positive Wachstumsaktivität konnte klinisch nachgewiesen werden. Die Hydrophilität der Oberfläche gewährleistet eine rasche Andockung und Ausbildung von Osteoblasten.

Die Indikationen zum Einsatz dieses Implantats liegen in der Sofort- und Spätimplantation, im atrophierten Kiefer sowie auch in der Multiimplantatversorgung.<sup>52</sup>



**Abbildung 1:** Internes Hexagon zur Rotationssicherung zwischen Xive S Implantat und Abutment (© by Friadent Dentsply)



**Abbildung 2:** Ansicht des Xive S Plus Implantats mit Platzierung der Halteschraube im Innengewinde (© by Friadent Dentsply)

## **2.2 Abformung multipler Implantate**

### **2.2.1 Grundlagen der zahnärztlichen Abformung**

Die intraorale Verweildauer eines Implantates hängt im Besonderen von einer spannungsfrei sitzenden Suprakonstruktion ab.<sup>99</sup> Nur durch eine korrekte Passung zwischen Implantat und Aufbau können Spannungsspitzen vermieden werden, die zu knöcherner Überlastung, krestalem Knochenabbau, Periimplantitis, Implantatlockerung und schließlich Implantatverlust führen können. Studien zeigen, dass die größte biologische Komplikation die periimplantäre Infektion des umliegenden Knochens mit Abbauvorgängen von über 2mm Knochenverlust ist. Die Periimplantitis erreicht dabei Durchschnittswerte von 20,1% nach 5 Jahren und sogar 40,3% nach zehn Jahren von allen nachuntersuchten Implantaten. Die häufigste technische Komplikation ist die Fraktur der Halteschraube zwischen Implantat und Aufbaupfosten mit einer Wahrscheinlichkeit von 10,4% nach 5 Jahren und 20,8% nach zehn Jahren Belastung.<sup>87</sup>

Ein Anliegen der Prothetik ist es daher, die mit vielen möglichen Fehlerquellen durchsetzten Herstellungsprozesse von Zahnersatz vorhersagbar und damit reproduzierbar zu gestalten. Ein wichtiger Schritt, der vor allem noch dazu am Anfang der Herstellungskette steht, ist die Abformung der Implantatpositionen im Patientenmund.

Die Abformung beeinflusst die spätere Passgenauigkeit indirekt über die geeignete Abformmaterial-, Löffel- und Abformtechnikauswahl, als auch direkt über das ausgegossene Gipsmodell, auf welchem die spätere Suprakonstruktion angefertigt werden soll. Die vielen einzelnen Schritte von der Abformung über die Modellherstellung hin zur fertigen, eingesetzten Restauration bedingen beim Auftreten eines Fehlers eine kumulative Häufung und Verstärkung dieses Fehlers bis zum Ende.<sup>75</sup>

Hohe Anforderungen müssen an die Genauigkeit der Arbeitsmodelle gestellt werden, da osseointegrierte Implantate im Gegensatz zur parodontalen Kompensation eines natürlichen Zahnes kaum Beweglichkeit aufweisen. Die Forderung, eine spannungsfrei aufsitzende Suprakonstruktion anzufertigen, um Schäden durch Funktionskäfte am krestalen Knochenrand zu vermeiden, ist in der Literatur unumstritten.<sup>53,5,45</sup>

Trotz sorgfältigster Vorgehensweise im Abformungsprozess und unter Beachtung aller standardisierten Vorgänge bleibt letztlich eine gewisse Übertragungsunsicherheit, die auf Grund von herstellungstechnischen Ungenauigkeiten eintritt. Ein exakter Nachbau eines Urmodells mit Hilfe einer Abformung und späteren Gipsmodellfertigung ist nicht realisierbar, dieses

wird z.B. durch die werkstoffimmanente Gipsexpansion (hier 0,08% linear) verhindert, welche das Gipsmodell im Vergleich zum Urmodell stets etwas vergrößert. Letztlich muss der Umstand berücksichtigt werden, dass ein absolut passiver, also spannungsfreier Sitz einer Suprakonstruktion auf mehreren Implantaten selbst unter Laborbedingungen nicht erreicht werden kann.<sup>84</sup>

Inwieweit die auftretenden Ungenauigkeiten der Suprakonstruktion von den Implantaten toleriert und abgefedert werden, wurde in Ansätzen untersucht. So wird ein Wert zwischen 30µm bis maximal 70µm zu Grunde gelegt, der unbedenklich erscheint.<sup>117,39</sup>

Dieses ist besonders im Hinblick auf die fast völlige Unbeweglichkeit eines osseointegrierten Implantates gravierend. Kann ein natürlicher Zahn noch durch eine gewisse Eigenbeweglichkeit seines parodontalen Ligamentes ausgelenkt werden und damit gewisse Ungenauigkeiten der Brückenkonstruktion abfangen, so gelingt dieses bei einem Implantat nicht. Die starre Verbindung zum Knochen verzeiht dementsprechend keine Passungenauigkeiten, so dass eine nicht spannungsfrei sitzende Suprakonstruktion zu Komplikationen führen kann. Mechanische und biologische Folgen stellen Lockerung oder Fraktur der Implantatschraube, Mukositis und Periimplantitis bis hin zum Verlust der Osseointegration dar.<sup>6,92</sup>

Gerade bei Eingliederung einer auf mehreren Implantaten fußenden Suprakonstruktion entstehen durch nicht akkurate Passform starke nichtaxiale Kräfte des Implantathalses auf den umgebenden krestalen Knochen, der mit Resorption reagiert. Die biomechanische Komponente hat somit den wichtigsten Einfluss auf die intraorale Verweildauer der inserierten Implantate.<sup>93,54,101</sup>

Es ist dementsprechend die Forderung nach einer möglichst exakten Reproduktion der intraoralen Situation zu stellen, um einen langfristigen Verbleib der implantatgestützten Prothetik wie auch der Implantate selbst im Patientenmund zu gewährleisten.

### **2.2.2 Bisher untersuchte Implantatabformungstechniken**

In der Literatur lassen sich einige Studien zur Abformungsgenauigkeit von Implantaten finden. Diese Studien decken den Zeitraum von über 20 Jahren ab und wurden ausschließlich *in vitro* durchgeführt. Eine Metaanalyse aus dem Jahre 2008 fasst die bis dato erhobenen Ergebnisse aus 17 Studien zusammen und stellt verschiedene Abformungsmethoden gegenüber.<sup>66</sup>

Abformungstechniken in der Implantologie können von der Methodik her in zwei große Gruppen eingeteilt werden. Hierbei unterscheiden sich einerseits die indirekte Abformung mittels Transferkappen sowie andererseits die direkte Abformung (auch als „pick up“ bezeichnet), die sowohl unverblockt wie auch verblockt durchgeführt werden kann.

### Die indirekte oder Transfer-Technik

Grundprinzip dieser Technik ist das Arbeiten mit Transferkappen, die vor der Abformung auf die mit den Implantatkörpern verschraubten Abformpfosten aufgesetzt werden. Damit später eine genaue Zuordnung zwischen Transferkappe und Abutment erfolgen kann, kommt eine Rotationssicherung zum Einsatz. Im Falle des *Xive*® Implantatsystems sind es 2 Einbuchtungen am Abformpfosten, die eine hohe Übertragungssicherheit ermöglichen. Bei Abformung kann ein perforierter konventioneller Abformlöffel verwendet werden. Dieser wird mit Abformmaterial beschickt und ggfs. die Abformpfosten im Mund gesondert umspritzt. Die Implantatabformpfosten verbleiben zunächst nach der Entnahme des konfektionierten Abformlöffels auf den Implantaten, wohingegen die Transferkappen über Retentionen im ausgehärteten Abformmaterial bleiben. Die Abformpfosten werden von den Implantaten abgeschraubt und vor der Erstellung des Arbeitsmodells in die Abformung reponiert.

### Die direkte Technik

Bei diesem Verfahren werden die Abformpfosten zunächst über eine lange Halteschraube auf den Implantaten fixiert. Das *Xive*® Implantatsystem arbeitet auch hier mit den bereits erwähnten Transferkappen. Diese werden über eine mittlere Perforation durch die langen Halteschrauben hindurch auf die Abutments gesetzt.

Verwendung findet hier ein individueller Abformlöffel, der zuvor auf einem Situationsmodell angefertigt worden ist. Dort, wo die Fixationsschrauben der Abformpfosten im Löffel liegen, werden möglichst kleine Perforationen ausgeschliffen, damit die Schrauben hindurchtreten können. Es gibt darüber hinaus die Empfehlung, die Öffnungen als eine Art „Kaminzug“ zu gestalten, um die Stabilität der Abformpfosten innerhalb des Abformlöffels zu erhöhen.<sup>95</sup>

Nach Aushärten der Abformmasse werden die Schrauben gelöst und die im Löffel verbliebenen Abformpfosten von den Implantaten entfernt. Ein späteres Repositionieren entfällt mit dieser Technik. Eine Vielzahl an Studien konnte bislang die überlegene Dimensionsgenauigkeit der Pick-up-Technik gegenüber der Transfertechnik - vor allem bei parallel nebeneinan-

der stehenden Implantaten -, belegen.<sup>81,12,20,69,67</sup>

### Die direkte Technik mit Verblockung der Abformpfosten intraoral mit Kunststoff

Das Konzept verblockter Abformpfosten ist nicht neu, sondern wurde schon recht früh als Behandlungsmöglichkeit bei zahnlosen Patienten zur Verringerung von Fehlern und als anwender- wie auch patientenfreundlich vorgestellt.<sup>55,43</sup> Es ist keine eigenständige Methode, sondern eine Modifikation der direkten Technik, bei der das Verblocken der einzelnen Abformpfosten vor der Abformung mit einem möglichst stabilen Material vorgenommen wird. Die auf einem vorab angefertigten Situationsmodell angebrachten Abformpfosten werden dazu zunächst mit Kunststoff verbunden, damit eine starre Verbindung zwischen allen Abformpfosten hergestellt wird. Um der Polymerisationsschrumpfung des Kunststoffes entgegen zu wirken, ist es möglich, die Schienung zwischen zwei Implantaten vor dem Einsetzen dünn zu trennen. Im Mund werden sodann die einzelnen Enden wieder verklebt, was die Schrumpfung des Kunststoffes erheblich verringert. Die weitere Abformung läuft dann wie bei der unverblockten Pick-up-Abformung über Abformung im individuellen Löffel, Herauslösen der Fixationsschrauben und Abnahme des Löffels mit den geschienten Abutments im Ganzen.

Verschiedene Ausführungen der Verblockung waren schon Gegenstand von wissenschaftlichen Untersuchungen, so verwendeten einige Autoren zunächst Zahnseide, die vor der Abformung zwischen den Abutments aufgespannt wurde. Entlang dieser „Schienung“ konnte sodann Kunststoff adaptiert werden, um die rigide Befestigung zwischen den Abformpfosten zu erzeugen.<sup>45,9,35</sup> Andere Verblockungen bestanden aus Gips<sup>53,7</sup> oder es wurden Metallstifte in die Kunststoffschiene eingebaut, um die Stabilität zu verstärken und die Schrumpfung des Kunststoffes zu verringern.<sup>81</sup> Ein direkter Vergleich zwischen Kunststoff- und Metallsplinten zeigte, dass exaktere Modelle mit einer Metallverblockung entstanden.<sup>30,73</sup>

Indikation für eine Verblockung besteht immer bei weitspannigen, multiplen Implantatsituationen, eine besondere Stellung nimmt hier der zahnlose Kiefer ein. Gerade disparallel angeordnete Implantatformationen sollen durch den Kunststoffsplint Starrheit gegenüber dem Druckaufbau durch das Abformmaterial erhalten.<sup>89</sup>

Viele Studien sahen in der Verblockung der Abformpfosten einen Vorteil in der späteren Dimensionstreue der Gipsmodelle zum Urmodell.

So verglichen FILHO *et al.* im Jahre 2009 vier verblockte und unverblockte Abformungsmethoden. Bei der ersten Technik wurde die standardisierte direkte Abformung mit offenen Löff-

feln durchgeführt, in der zweiten Versuchsreihe wurden die Abformpfosten mit Zahnseide verbunden und daraufhin mit Kunststoff verblockt und direkt abgeformt, die dritte Methode änderte sich dahingehend, dass der Kunststoff nach Aushärtung wieder geteilt wurde und kurz vor Abformung erneut zusammengeklebt wurde. In der letzten Technik wurden vorgefertigte Kunststoffstangen zum Verblocken der Abformpfosten genutzt. Alle 4 Verfahren wurden mit einem Polyether abgeformt. Dabei zeigte das Verfahren mit den konfektionierten Kunststoffstangen die geringste Abweichung. So sehen es die Autoren als erwiesen, dass bei Abformung mit der direkten Pick-up-Methode die Abformpfosten mit vorgefertigten Kunststoffstangen verblockt werden sollten.<sup>38</sup>

Ein Jahr zuvor, 2008, unternahmen ASSUNCAO *et al.* einen Vergleich von 3 möglichen Implantat-Abformtechniken. In der ersten Gruppe wurde die direkte Technik mit vorgefertigten Kunststoffstangen zur Verblockung der Abformpfosten kombiniert, bei der zweiten Gruppe wurde lichterhärtender Kunststoff bei direkter Abformung genutzt, in der dritten Gruppe wurden angeraute unverblockte Abutments direkt abgeformt. Die Implantate hatten eine Inklination von 90° und 65° und wurden mit einem Polyether abgeformt. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den ersten beiden Methoden festgestellt werden, allerdings waren die beiden verblockten Techniken präziser als die unverblockte.<sup>9</sup>

2007 untersuchten CABRAL *et al.* in ihrer Studie die Präzision von 4 verschiedenen Abformtechniken im Hinblick auf die Genauigkeit zwischen offenen und geschlossenen, sowie unverblockten wie auch verblockten Abformverfahren. Hierzu verwendeten sie einen Metallrahmen, auf dem zwei Implantate mit innerem Hexagon 20mm entfernt voneinander parallel angeordnet waren. Als Abformmaterial kam ein additionsvernetzendes Silikon zum Einsatz. Insgesamt 60 Löffel wurden aus Kunststoff hergestellt: 45 offene Abformlöffel und 15 geschlossene Löffel. Die letztgenannten Löffel wurden bei der indirekten Technik mit konischen Transferkappen eingesetzt. Weiterhin untersucht wurde die direkte unverblockte Technik, im dritten Durchlauf wurde direkt und mit Kunststoff verblockt abgeformt, die letzte untersuchte Methode war ebenfalls die direkte verblockte Technik, allerdings exakt 17 Minuten nach Verbinden der Abutments mit einer Trennscheibe getrennt und mit dem gleichen Kunststoff wieder verbunden. Es stellte sich heraus, dass sowohl die indirekte Technik als auch die geschiente und nicht mehr getrennte Technik schlechtere Präzision bieten als die beiden anderen Verfahren. Der Autor machte deutlich, dass es allerdings wenig Literatur über die direkte Technik mit Kunststoffschienen, welche wieder getrennt und verklebt wurden, gibt. Dennoch habe sich diese Technik in diesem Versuch als die präziseste erwiesen.<sup>20</sup>

VIGOLO *et al.* verglichen im Jahre 2003 ebenfalls verschiedene Abformmethoden untereinander. So wurden auf einem Edelstahlbogen 6 Implantate parallel verschraubt, sodann wurden drei unterschiedliche, direkte Abformungstechniken angewandt. Als Abformmaterial wurde hier nur ein Polyether (*Impregum Penta*) genutzt. In der ersten Gruppe wurden nicht-modifizierte Abutments verwendet, in der zweiten Gruppe durch Autopolymerisat (*Duralay*) miteinander verbundene Abutments, welche wieder getrennt und kurz vor dem Abformungszeitpunkt wieder verklebt wurden. In der dritten Gruppe wurden Abutments oberflächlich angeraut und mit herstellerempfohlenem Adhäsiv beschickt. Von jeder Gruppe wurden 15 Abdrücke genommen. Dabei stellten sich die Gruppen zwei und drei als annähernd gleich präzise heraus, die erste Gruppe wich in der Abformgenauigkeit stärker ab.<sup>107</sup>

Im Jahr darauf, 2004, führten VIGOLO *et al.* eine ähnliche Studie durch. Dieses Mal verwendeten sie ein Kunststoffmodell mit vier inserierten Implantaten. Auch hier benutzten sie ein Polyether (*Impregum Penta*) und es wurden wiederum die 3 zuvor genannten Gruppen mit 15 Abformungen pro Abformverfahren untersucht. Dieses Mal lieferte die Methode, bei welcher zuvor die Abutments mit Kunststoff geschient und wieder getrennt wurden, kurz vor der Abformung dann abermals verklebt, die präzisesten Ergebnisse.<sup>108</sup>

Ebenfalls 2004 führten NACONECY *et al.* eine Versuchsreihe anhand eines Kunststoffmodells durch, in das fünf parallel gesetzte Abutmentanalogue integriert worden waren. Mit Polyether (*Impregum F*) wurden fünf Abformungen für jede Abformtechnik hergestellt. Bei der ersten Abformtechnik brachten die Autoren die Änderung, die Abutments mit Carbonstahl-Pins zu verbinden und diese mit einer ausreichenden Menge Kunststoff 30 Minuten vor der Abformung zu befestigen. Die zweite Methode war die direkte unverblokte Technik und die dritte Methode die indirekte Technik. Bei allen Methoden wurden vorgefertigte Abformlöffel genutzt. Dabei stellte die verblokte direkte Technik die genaueste Reproduktion der Abutmentpositionen dar, wohingegen die beiden anderen Methoden keinen signifikant voneinander abweichenden Unterschied in der Genauigkeit demonstrierten.<sup>81</sup>

Ebenso 2004 erschien eine Studie von ASSUNCAO *et al.* zur Untersuchung der Abformgenauigkeit von 4 disparallel verankerten Implantaten auf einem Metallmodell. Die Angulation der Implantate zur Bodenplatte betrug 0°, 10°, 15° und 25°. Insgesamt drei verschiedene Abformmethoden wurden angewandt: Die erste Methode war die indirekte Technik, die zweite Methode die direkte Technik und die dritte Methode die verblokte direkte Technik mit Kunststoffschiene. Vier elastomere Abformmaterialien kamen zum Einsatz. Ein Polysulfid, ein Polyether, ein A- sowie ein K-Silikon. Dabei zeigten sowohl das A-Silikon als auch das



Polyether die besten Werte hinsichtlich Präzision und Dimensionsstabilität. Die höchste Wiedergebearbeitungsqualität im Vergleich stellte die verblockte direkte Technik dar.<sup>8</sup>

Eine Studie führten ASSIF *et al.* im Jahre 1996 durch, hier wurde ein Metall-Meistermodell mit fünf parallel angeordneten Abutments hergestellt. Mit Polyether (*Impregum F*) wurden insgesamt 45 Abformungen mit den folgenden drei Abformtechniken angefertigt: In der ersten Gruppe wurden die Abformpfosten mittels Kunststoff geschient und direkt abgeformt, bei Gruppe 2 wurde ohne Verblockung direkt abgeformt und in Gruppe 3 wurden die Abformpfosten zunächst mit Wachs ausgeblockt und abgeformt, sodann der Wachs entfernt und der Abformlöffel reponiert. Nun wurden die Pfosten direkt am Löffel mit Kunststoff verklebt. Die erste Gruppe der verblockten direkten Abformmethode lieferte die genauesten Ergebnisse.<sup>6</sup>

Zuvor im Jahre 1992 hatten ASSIF *et al.* ein Metallmodell mit fünf Implantatanalogen nach Vorgaben bei verschiedenen Abformtechniken untersucht. Bei der ersten Methode wurden mit Kunststoff verblockte Abformpfosten im direkten Verfahren abgeformt. Diese waren zuvor noch einmal getrennt und 15 Minuten vor Abformung wiederum mit Kunststoff verklebt worden. Als Abformlöffel dienten Metalllöffel, Abformmaterial war Alginat (*Jeltrate*). Bei der zweiten Methode wurde als Abformmaterial ein Polyether verwendet. Die dritte Methode war die direkte unverblockte Abformung mittels Kunststoffabformlöffel und Polyether, die vierte Methode die indirekte Abformung mit unterschneidenden Abformpfosten und einem Vinyl Polysiloxan als Abformmaterial. Von jeder Methode wurden insgesamt 15 Abformungen genommen. Interessanterweise waren beide geschienten Abformmethoden deutlich besser als die unverblockten Verfahren, das Alginat konnte im Mittel sogar noch präzisere Abformungsergebnisse erzielen als das Polyether.<sup>4</sup>

Wiederum ASSIF *et al.* untersuchten 1999 drei verschiedene Verblockungsmöglichkeiten und ihre Genauigkeit auf die Abformung und Modellherstellung. Als Abformungsmodell verwendeten sie den gleichen Aufbau wie zuvor schon in ihrer Studie aus dem Jahre 1996. Auf der einen Seite wurde ein Autopolymerisat für die Verblockung der Abformpfosten genutzt, als Abformmaterial kam ein Polyether (*Impregum F*) zur Anwendung. In einem weiteren Verfahren wurde ein doppelhärtender Kunststoff genutzt, hier ebenfalls mit einem Polyether abgeformt und im letzten Verfahren wurde Gips als Verblockungs- wie auch Abformungsmaterial verwendet. Es stellte sich heraus, dass Verfahren 1 und 3 wesentlich genauer waren als das zweite Verfahren. Die Autoren schlugen vor, die Gipstechnik wegen ihrer Vorteile der einfacheren Handhabung, geringeren Zeitaufwendung und niedrigeren Kostenaufwandes als Methode der Wahl bei Implantatabformungen an zahnlosen Patienten vorzunehmen.<sup>7</sup>

Eine Vielzahl an Studien aus den letzten 5 Jahren sah ebenfalls einen Vorteil der verblockten Verfahren gegenüber den unverblockten Techniken im Rahmen der multiplen Implantatabformung.

HARIHARAN *et al.* stellten 2010 ein Unterkiefermodell aus Kunststoff her, in das 4 Implantat-Analoge (*Nobel Replace Select*) eingefügt worden waren. Vier unterschiedliche Techniken - unverblockt, dann konventionell mit Kunststoff, im Weiteren mit einem Bissregistrierungssilikon und letztlich mit einem Bissregistrierungspolyether verblockt, alle direkt ausgeführt -, wurden mit einem Polyether abgeformt. Vier Abformungen wurden für jedes Abformverfahren hergestellt. Dabei stellte sich das Verfahren der verblockten Abutments durch Bissregistrierungspolyether als die präziseste Abformmethode heraus, in absteigender Genauigkeit gefolgt von der konventionellen Kunststoffverblockung, dann dem unverblockten Verfahren und letztlich der Verblockung mit Bissregistrierungssilikon.<sup>41</sup>

YAMAMOTO *et al.* konnten 2010 anhand von verschiedenen Abformmaterialien und Abformtechniken ebenfalls die präziseren Ergebnisse zuvor verblockter Abformpfosten nachweisen, dabei war es egal, welches der beiden Abformmaterialien verwendet wurde. Sie benutzten einen Aufbau mit Metallgrundplatte und darin drei befestigter Implantate. Die geschiente direkte Abformung zeigte demnach um das Dreifache kleinere Abweichungen vom Urmodell als direkte, nicht verblockte Abformungen.<sup>118</sup>

ASSUNCAO *et al.* verglichen 2010 die beiden Schienungsmaterialien selbsthärtender Kunststoff und Kondensationssilikon untereinander, mit dem Ergebnis, dass die Kunststoffschienung erheblich bessere Ergebnisse hinsichtlich der Genauigkeit erzielte. Hier schlugen die Autoren vor, dass Silikon nicht als alternatives Splintmaterial genutzt werden sollte.<sup>10</sup>

2011 stellten LEE *et al.* in ihrer Studie fest, dass Schienung der Abutments mit Trennung und Wiederverkleben kurz vor Abformung präzisere Ergebnisse zwischen Urmodell und Gipsmodell liefert als unverblockte Methoden. Der Versuchsaufbau bestand aus 6 parallel zueinander angeordneten Implantaten in einem Metallrahmen in Unterkieferform.<sup>68</sup>

Mit einem anderen Ansatz führten PAPASPYRIDAKOS *et al.* ihre Studie 2011 durch. An insgesamt 13 zahnlosen Kiefern wurden verblockte und unverblockte Abformungen genommen und diese im Hinblick auf den „passive fit“, also auf die spannungsfreie Eingliederbarkeit hin untersucht. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass es klinische Evidenz dafür gibt, dass eine verblockte Abformung bessere Ergebnisse liefert, da bei 12 der 13 Patienten

die Superkonstruktionen, die über verblockte Abformungen gewonnen worden waren, einen besseren, spannungsärmeren Sitz aufwiesen.<sup>85</sup>

Im Jahre 2012 wurden insgesamt 6 unterschiedliche Studien veröffentlicht, die alle verblockte mit unverblockten Abformverfahren verglichen und stets signifikante Unterschiede in Bezug auf die Präzision der geschienten Abformtechniken erhielten. TARIB *et al.* verwendeten vier unterschiedliche, direkte und indirekte, verblockte und unverblockte Abformtechniken an zwei Implantaten. Die Autoren rieten an, verblockte Abformungen zur Steigerung der Präzision der späteren Suprakonstruktion zu verwenden. Zu diesem Ergebnis kamen auch AL QURAN *et al.*, die anhand von vier Implantaten drei verschiedene Abformverfahren testeten und die geringsten Abweichungen bei der direkten, verblockten Technik fanden. ONGÜL *et al.* verglichen verschiedene Kunststoffverblockungen mit unverblockten Abformungen, hier stellten sich die Schienungen aus selbsthärtendem Kunststoff als genauer gegenüber den Schienungen aus lighthärtendem Kunststoff und den unverblockten Modellen heraus. Vier parallel angeordnete Implantate nutzten AVILA *et al.*, um an ihnen die direkte unverblockte sowie die mit Metallstiften und Kunststoff geschiente direkte Technik zu untersuchen und zu vergleichen. Bessere Ergebnisse stellten sich hier für die verblockte Technik heraus. Ebenfalls 4 Implantate nutzten STIMMELMAYR *et al.*, um Transfer- und verblockte Pick-Up-Technik miteinander zu vergleichen. Auch hier sprachen sich die Autoren für die Abformung mit verblockten Abformpfosten aus, da die Genauigkeitsunterschiede in einem für die tägliche Praxis relevantem Bereich lägen. Letztlich zeigten PAPASPYRIDAKOS *et al.* an 12 Implantatmodellen, die für die Herstellung von Suprakonstruktionen genutzt wurden, die Überlegenheit der direkten verblockten Abformung gegenüber der nicht verblockten, direkten Technik.<sup>105,3,82,11,103,86</sup>

MARTINEZ-RUS *et al.* untersuchten 2013 anhand eines Modells mit sechs inserierten und unterschiedlich angulierten Implantaten vier verschiedene Abformmethoden. Die indirekte Technik und die direkte unverblockte Technik wurde mit zwei verblockten Techniken verglichen, wobei in dem einen Verfahren die Abformpfosten mit Kunststoff geschient wurden, in dem zweiten Verfahren mit Metallstiften. Die genauesten Ergebnisse lieferte die metallstiftverblockte direkte Abformmethode, gefolgt von der kunststoffverblockten direkten Abformmethode, der indirekten Technik und letztlich der unverblockten direkten Abformmethode.<sup>73</sup>

Die erst seit kurzer Zeit auf dem Markt erhältlichen kodierte Gingivaformer *Encode*<sup>®</sup> der Firma *Biomet 3i*<sup>®</sup> wurden in einer Studie von AL-ABDULLAH *et al.* im Jahre 2013 mit der verblockten direkten Technik verglichen. Die Firma *Biomet 3i*<sup>®</sup> bewirbt die kodierte

Gingivaformer als übertragungssichere Methode, um ohne Abformpfosten und mit weniger Arbeitsschritten am Patienten präzise Abformungen zu erhalten. Allerdings stellte sich auch in dieser Studie mit zwei Implantaten die direkte verblockte Methode als die genauere heraus.<sup>2</sup>

Andere Autoren kamen in ihren Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen den mit Kunststoff verblockten und den unverblockten Abformpfosten gibt.

HUMPHRIES *et al.* untersuchten 1990 drei verschiedene Abformmethoden anhand eines Aufbaus, bestehend aus vier *Brånemark*-Implantaten. Verglichen wurden verblockte und unverblockte Abformungen mit einem Vinyl Polysiloxan (A-Silikon), zusätzlich unverblockte Abformungen mit einem Hydrokolloid. Zuvor angelegte Referenzpunkte wurden mit den vier pro Abformtechnik hergestellten Modellen inspiziert, allerdings ließen sich keine signifikanten Unterschiede der drei Methoden darstellen.<sup>50</sup>

HSU *et al.* prüften 1993 vier verschiedene Abformtechniken anhand eines Edelstahlkörpers, auf dem 4 Implantatanaloga mit Abutments eingelassen wurden. Als erste Abformmethode wurde die nichtverblockte direkte Technik untersucht, bei der zweiten Methode handelte es sich um zunächst mit Zahnseide verbundene Pfosten, die daraufhin entlang der Zahnseide als Leitschiene mit Kunststoff geschient wurden. Bei der dritten Methode wurden die Abformpfosten zunächst mit orthopädischem Draht verbunden, danach mit Kunststoff verblockt und bei der vierten Methode nur mit Kunststoff verblockt. Bei jeder Methode wurden 14 Abformungen genommen, 7 wurden jeweils mit Superhartgips, die restlichen sieben wurden mit dem Zeiser System (*Giraback Dental*) und Superhartgips ausgegossen. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen der unverblockten und den verblockten Techniken.<sup>49</sup>

Auch BARRETT *et al.* untersuchten 1993 verschiedene Abformmethoden mit verblockten sowie unverblockten Abformpfosten. Es wurden insgesamt sechs Abutments auf einem Metallrahmen installiert, die Abformungen mit einem A-Silikon durchgeführt. Verblockt wurden die Abformpfosten 10 Minuten vor der Abformung unter Verwendung von Zahnseide. Es ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen verblockter und unverblockter Methode.<sup>13</sup>

HERBST *et al.* verglichen 2000 vier unterschiedliche Abformtechniken. Es wurde eine Stahlplatte hergestellt, in die 5 Implantatanaloga gesetzt wurden. Fünf spezielle Transferkappen wurden auf die Abutments gesetzt. Die Abformlöffel wurden auch hier aus Kunststoff produziert. Abformmaterial war ein Vinyl Polysiloxan (A-Silikon). Als Abformtechniken wurden

gewählt: Erstens die nicht verblockte indirekte Abformung mit kegelförmigen Kappen, zweitens die unverblockte direkte Abformung mit quadratischen Kappen, drittens die verblockte direkte Abformung mit quadratischen Kappen, viertens die unverblockte direkte Abformung mit lateralen Extensionen auf einer Seite, die vor Abformung dem jeweils nächsten Abformpfosten drucklos angelagert wurden. 20 Minuten vor Abformung wurden bei der verblockten direkten Abformmethode die Abformpfosten geschient. Von jeder Abformtechnik wurden 4 Modelle hergestellt. Die dreidimensionale Genauigkeit aller Techniken lag eng beieinander und beobachtete Differenzen könnten daher klinisch vernachlässigt werden, so die Autoren.<sup>45</sup>

KIM *et al.* untersuchten 2006 anhand eines Unterkiefermodells mit fünf parallel gesetzten Implantaten die linearen und abgewinkelten Auslenkungen während Abformung und Modellherstellung mit einer Koordinatenmessmaschine. So wurde ein Polyether als Abformmaterial genutzt und einerseits die direkte unverblockte wie auch die direkte verblockte Technik (Lichtpolymerisat) angewandt, wobei die Schienung noch einmal getrennt wurde und kurz vor Abformung erneut verklebt wurde. Fünf Abformungen pro Technik wurden genommen. Bei der Abformung selbst lieferte die nichtverblockte Gruppe die präzisesten Ergebnisse, allerdings war die verblockte Gruppe während der Modellherstellung genauer.<sup>61</sup>

In der Studie von CHOI *et al.* wurde 2007 die Genauigkeit zweier Abformtechniken, direkt verblockt und direkt unverblockt, anhand eines simulierten klinischen Modells sowohl für parallele Implantate als auch für leicht divergierende Implantate mit einer Angulation von 8° untersucht. 10 Abformungen mit Vinyl Polysiloxan wurden mit Hilfe der beiden Abformmethoden durchgeführt. Es konnten allerdings keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Methoden aufgezeigt werden.<sup>24</sup>

DEL ACQUA *et al.* verglichen 2008 drei verschiedene Abformmethoden (kegelförmige Abformpfosten indirekt abgeformt, quadratische Abformpfosten direkt unverblockt und quadratische Abformpfosten direkt verblockt abgeformt) mit drei verschiedenen Möglichkeiten der Modellherstellung (konventionell, mit Latextröhrchen auf den Laboranalogen und Ausgießen nach Verbund der Analoge mit Kunststoff). Nach Schaffung eines Unterkiefermetallmodells und zwei dazu passender Aluminium-Abformlöffel wurden vier *Brånemark*-Abutments eingelassen. Mit Polyether wurden alle neun möglichen Kombinationen mit einer zusätzlichen Kontrollgruppe abgeformt, jeweils fünf Modelle für jede Kombination hergestellt. Die Messwerte sollten möglichst nahe an der Kontrollgruppe liegen, allerdings konnten die Autoren keine signifikanten Unterschiede zwischen den neun verschiedenen Gruppen feststellen.<sup>29</sup>

LEE *et al.* untersuchten in ihrer Studie von 2009 vier verschiedene Abformverfahren anhand eines Modells mit 10° angulierten Implantatanalogen mit internem Hexagon. Auch hier wurde Polyether als Abformmaterial genutzt. Das erste Verfahren war eine indirekte Abformung mit oktagonalen Transferkappen, das zweite Verfahren mit nicht oktagonalen Transferkappen, das dritte Verfahren mit nicht oktagonalen direkten Abformpfosten und das letzte Verfahren durch Kunststoff geschiente Abformpfosten. Bei jeder Methode wurden 10 Modelle fabriziert. Das dritte Verfahren lieferte die genauesten Werte, allerdings ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen verblockter und unverblockter Abformtechnik feststellen.<sup>69</sup>

Eine weitere Studie aus dem Jahre 2009 von DULLABH *et al.* untersuchte die indirekte Abformtechnik im Vergleich zum unverblockten und verblockten direkten Verfahren. Die Autoren fanden heraus, dass die direkten Methoden vergleichbare, wenn nicht bessere Ergebnisse lieferten als die indirekte Methode. Allerdings gab es zwischen beiden direkten Verfahren keinen signifikanten Unterschied.<sup>31</sup>

2012 stellten FERREIRA *et al.* eine Studie vor zur Untersuchung der Präzision zwischen verblockter direkter Abformmethode mit Kondensationssilikon und irreversiblen Hydrokolloid und unverblockter direkter Technik mit einem A-Silikon anhand multipler Implantatabformung. Hier ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Verfahren feststellen.<sup>37</sup>

Eine andere Gruppe Autoren konnte herausarbeiten, dass nicht verblockte Abformpfosten eine höhere Präzision aufweisen und damit dem Urmodell dimensionstreuer waren als verblockte Abformpfosten.

INTURREGUI *et al.* beurteilten im Jahre 1993 die Dehnung des Modellgipses eines Meistermodells anhand von drei unterschiedlichen Abformtechniken. Dazu wurde ein Metallrahmen hergestellt, in den zwei Goldzylinder mit 4mm Durchmesser parallel mit einem Abstand von 20mm eingelassen wurden. Auf diese wurden zwei Abformpfosten geschraubt. Polyether (*Impregum F*) wurde als Abformmaterial genutzt, die Abformlöffel wurden aus Kunststoff gefertigt, von jeder Methode wurden 10 Abformungen genommen. Methode 1 war die Abformung mit Polyether allein, Methode 2 mit Polyether und Abformgips, bei Methode 3 kam die direkte verblockte Technik (Kunststoffsteg) mit Trennung und anschließender Verklebung 15 Minuten vor Abformung zur Anwendung. Die Aufzeichnung erfolgte mit Hilfe eines digitalen Dehnungsmessgerätes. Bei der Auswertung stellte sich heraus, dass keine der drei Abformmethoden dem geforderten Kriterium der spannungsfreien Passung („passive fit“) erreichte, allerdings die erste Methode dem Urmodell am nächsten kam.<sup>53</sup>

Auch PHILLIPS *et al.* führten 1994 anhand eines Modellaufbaues mit fünf Implantaten Versuche mit verblockten und unverblockten Abutment-Abformungen durch. Bei jedem Verfahren wurden 15 Abformungen genommen. Die Abutments bei der verblockten Technik wurden mit Zahnseide verbunden und daraufhin mit Kunststoff geschient. Als Abformmaterial wurde ein Polyether verwendet. Das Ergebnis war eine höhere Abweichung der verblockten im Vergleich zur unverblockten Methode in Bezug auf die Abformgenauigkeit.<sup>91</sup>

BURAWI *et al.* verwendeten 1997 in ihrer Untersuchung zum gleichen Thema ein Meistermodell aus Gips, in das fünf Implantate des *Bone Lock*-Systems parallel integriert wurden. Selbst hergestellte Abformlöffel aus Kunststoff wurden verwendet. Sowohl für die ungeschiente wie auch die geschiente Technik, beide im direkten Verfahren abgeformt, wurden 15 Abformungen genommen. Zur Herstellung der Schienung wurden die Abformpfosten auch hier mit Zahnseide verbunden und anhand dieser Führungsschienen mit Kunststoff verblockt, daraufhin bekam der Kunststoff 24 Stunden Zeit, sich zu setzen. Im zweiten Schritt wurde die Kunststoffschiene zwischen den Abformpfosten wieder getrennt und 15 Minuten vor Abformung zusammengefügt mit einer geringen Menge des gleichen Kunststoffes. Ein A-Silikon kam als Abformmaterial zum Einsatz. Die verblockte Technik zeigte eine starke Abweichung in der horizontalen Ebene und war damit ungenauer als die unverblockte Technik.<sup>18</sup>

Im Jahre 2010 kamen LEE *et al.* in einem Versuchsaufbau mit 3 unterschiedlich angulierten Implantaten unter Anwendung von verschiedenen Abformtechniken zu dem Ergebnis, dass die unverblockte Pick-up-Technik bei geneigten Abformpfosten mit einer Angulation von 30° und 40° eine höhere Präzision aufweist als die Transfertechnik oder die geschiente Pick-up-Technik.<sup>67</sup>

LEE *et al.* veröffentlichten 2008 einen systematischen Review über alle verfügbaren Studien zum Thema Implantat-Abformtechniken aus dem englischsprachigen Raum, welche in den Jahren 1980-2008 veröffentlicht worden waren.<sup>66</sup>

Insgesamt hatten sie über allgemeine Recherchen 17 *in vitro* Studien ausfindig machen können, welche die Genauigkeit zwischen geschienter und nicht geschienter Abformtechnik untersuchten. Von den 17 Studien befürworteten sieben die geschiente Implantatabformung mittels Kunststoffverblockung<sup>4,6,106,107,81,8,20</sup>, während drei Studien bessere Ergebnisse bei den nicht geschienten Multi-Implantat-Abformungen vorfanden.<sup>53,90,18</sup> Die übrigen sieben Studien kamen zu dem Schluss, dass keine der beiden Methoden genauere Abformungen lieferte.<sup>50,13,49,45,61,24,29</sup>

Um auch generell zwischen geschlossener und offener Implantatabformung zu unterscheiden, analysierten LEE *et al.* auch diese Studien auf Ergebnisse und fanden insgesamt 14 Studien zum Thema. Fünf dieser Studien stellten eine höhere Abformungspräzision der offenen Abformtechnik, zwei Studien stellten akkuratere Abformungen bei der geschlossenen Abformung fest. Die restlichen sieben Studien konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Methoden herausfinden.<sup>66</sup>

Ein sehr wichtiger Punkt ist die Interkonnektion zwischen Implantat und aufgesetztem Abutment. Man unterscheidet zwischen externem und internem Hexagon, Innenoktagon, Innenzylinder und Innenkonus. Einige der oben vorgestellten Studien benutzten ebenfalls Implantatsysteme mit interner Hexagon-Verbindung<sup>107,8,20,24</sup> und drei der Studien zeigten dabei dimensionsstabilere Ergebnisse mit der geschliffenen Abformtechnik.<sup>107,8,20</sup>

In Fortführung zur Übersichtsarbeit von LEE *et al.* konnten insgesamt 22 Studien gefunden werden, die eine höhere Abformgenauigkeit bei verblockten Abformpfosten gegenüber unverblockten belegten.<sup>4,6,7,107,108,8,81,20,9,38,118,41,10,68,85,105,3,11,103,86,82,73</sup>

Auch wenn es quantitativ weniger Studien gab, die zu prinzipiell anderen Resultaten kamen<sup>53,91,18,67,80</sup>, so gelangten zehn Studien zu dem Ergebnis, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Methoden existierten.<sup>50,49,13,45,60,24,29,69,31,37</sup>

Basierend auf dieser Statistik bevorzugten knapp 60% der Autoren eine Verblockung, 27% lehnten sie ab und 13% konnten in keinem der beiden Abformverfahren einen überlegenen Präzisionsvorteil erkennen.

Um speziell eine Aussage über die klinische Relevanz der Abutmentverblockung für multiple Implantate im Oberkiefer mit deutlich unterschiedlicher Achsrichtung zu liefern, ist das obige Studienmaterial nur bedingt verwertbar. Die Gründe liegen an den zumeist idealisierten Methoden, wie zum Beispiel paralleler Ausrichtung der Implantate in den Versuchsaufbauten. So ist eine Übertragung der Ergebnisse in den klinischen Alltag in die konkrete Abformsituation am Patienten nicht vollumfänglich gegeben. Die vorliegende Studie soll einen Beitrag leisten zur Aufklärung der Abformgenauigkeit von Transfer-, offen unverblockter und offen verblockter Abformungstechnik im Kontext eines realen Patientenfalles mit 6 angulierten Implantaten im Oberkiefer.



### **2.2.3 Abformmaterialien**

In der Implantatprothetik hat sich die Gruppe der irreversibel-elastischen Abformmaterialien bewährt. Andere Materialien wie z.B. die thermoplastischen Abformmaterialien, spielen in der täglichen klinischen Behandlung keine Rolle mehr und können daher an dieser Stelle vernachlässigt werden.

Der Gruppe der irreversibel-elastischen Abformmassen ist ihre Eigenschaft gemein, dass mehrere Ausgangskomponenten, in der Regel das Basismaterial und ein Katalysator, miteinander vermischt werden. In Folge dessen vollziehen die elastischen Moleküle eine Vernetzung mit anderen Molekülen zu Makromolekülen, die anfangs weich- bis zähplastische Masse wandelt sich in einen irreversibel-elastischen Zustand.

Es gibt eine Reihe von Anforderungen an ein modernes Abformmaterial, die von der biologisch-chemischen Unbedenklichkeit im Patientenmund über gute Fließfähigkeit in der plastischen Phase, Volumenbeständigkeit in der elastischen Phase, sehr präzise Detailwiedergabe, leichte Entformbarkeit, Desinfizierbarkeit ohne Veränderung der Materialeigenschaft bis hin zu angenehmem Geschmack und einer problemlosen Aufbewahrung als unbenutztes sowie als abgebundenes Material reichen.

Entscheidend ist insbesondere eine hervorragende Benetzbarkeit der abzuformenden Oberfläche mit dem Abformmaterial. Gerade im Mund mit seinem feuchten Milieu sollte das Material dem Wasser zugeneigt, also hydrophil sein, um sich entlang der Oberfläche gut ausbreiten zu können.

Normalerweise besitzen A-Silikone hydrophobe Strukturen, d.h. ihre Benetzbarkeit mit Wasser ist eingeschränkt. Treten sie mit Wasser in Kontakt, so stockt die Fließfähigkeit, was zur Verschlechterung der Darstellung von hochpräzisen Details in der Abformung führt. Eine Möglichkeit ist, diese Silikone zu hydrophilisieren, sie also unter Beisetzung von grenzflächenaktiven Zusatzstoffen besser benetzbar mit Wasser zu gestalten. Oftmals wird allerdings nur in der initialen Abformphase eine hohe Hydrophilie erreicht, die im Verlauf der weiteren Verarbeitung wieder abnimmt. Polyether haben durch ihre chemische Zusammensetzung während der gesamten Verarbeitungszeit eine gleichmäßig hohe Hydrophilie.<sup>98</sup>

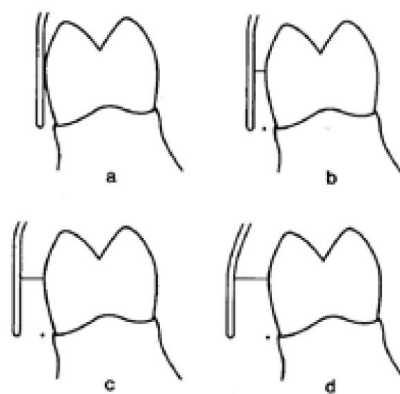
Das Abbindeverhalten der Elastomere beginnt bereits mit dem Kontakt zwischen Basispaste und Katalysator. Um eine hohe Abformgenauigkeit erzielen zu können, bedarf es daher einer möglichst geringen Vernetzung der Moleküle bei der Löffelpositionierung im Patientenmund.

A-Silikone vernetzen sich über Äthylgruppen, die sich zwischen den einzelnen Silikon-Molekülen bilden. Die linearen Makromoleküle der Polyether hingegen werden durch ungesättigte Säure verestert. Endständige Aziridin-Gruppen sorgen schließlich dafür, dass im Zusammenspiel mit katalytischen Säuren (z.B. Benzolsulfonsäureester) der Ring geöffnet wird. Die einsetzende Polyaddition führt zur Vernetzung der Moleküle.<sup>74</sup>

Die Einreißfestigkeit („tear strength“) eines Abformmaterials ist nicht nur in der konventionellen Prothetik im Hinblick auf die unterschmittigen Bereiche eines Modellstumpfes, sondern auch in der Implantatprothetik bei der Verblockung der Abformpfosten eine relevante klinische Eigenschaft. Durch das Einbringen des Materials gerade unterhalb der Verblockungen muss ein Abformmaterial in der Lage sein, starke Spannungen, die in diesem Falle im Inneren des Abformlöffels auftreten, aufzunehmen und ohne Risse zu überstehen. Auch in diesem Punkt wurde Polyether als Material mit der höchsten Reißfestigkeit gekennzeichnet.<sup>27</sup>

Bei Abformungen ist generell das viskoelastische Verhalten des jeweiligen Abformmaterials zu beachten. Dabei spielen bleibende Deformationen, wie sie bei Stauchung des Materials, z.B. beim Abziehen des Löffels vom abzuformenden Gegenstand, entstehen können, eine wichtige Rolle.

Das Ausmaß einer Deformation hängt im Besonderen von der Schichtdicke des Abformmaterials zwischen Löffelwand und Zahn/Abformpfosten sowie dem Ausmaß eines Unterschnittes ab (Abbildung 3).<sup>75</sup>



**Abbildung 3:** Verformung des Abformmaterials bei Abformung von Unterschnitten in Abhängigkeit von der Schichtdicke; a) totale Deformation, b) Stauchung auf 50%, bleibender Verformungsrest zu erwarten, c) Stauchung um 33%, zu erwartender Verformungsrest nur gering, d) Stauchung um 25%, keine bleibende Deformation<sup>75</sup>

Um stets eine ausreichend dimensionierte Schichtdicke in reproduzierbarer Weise darstellen zu können und keine bleibenden Verformungen im Abformmaterial entstehen zu lassen, kann ein spezieller Versuchsaufbau („Abformmaschine“) verwendet werden. Die in ihr platzierten Modelle und Abformlöffel sollten stets in immer wiederkehrender Positionierung zueinander finden; dieses wäre nur durch manuelle Abformung nicht zu erreichen gewesen. Die Verwendung einer solchen „Abformmaschine“ wurde in der Vergangenheit schon von mehreren Autoren präferiert.<sup>39,113,34</sup>

Eine Vielzahl an Studien hatte bislang die Abformgenauigkeit und Dimensionsstabilität verschiedener irreversibel-elastischer Materialien untersucht.<sup>114,72,115,34,80,40</sup> Ergebnis dieser Studien war stets eine Überlegenheit der additionsvernetzenden Silikone und des Polyethers bei Dimensionstreue und damit bei möglichst exakter Wiedergabe der intraoralen Situation, insbesondere in Kombination einer implantatprothetischen Abformung.

Vergleichende Studien zwischen Silikonen und Polyether zeigten eine höhere Detailwiedergabe des Polyethers<sup>44</sup>, gerade im feuchten Milieu.<sup>110</sup>

Im direkten Vergleich zeigte sich Polyether in Abhängigkeit der Angulation von Implantaten gegenüber anderen Abformmaterialien wie A- und K-Silikonen entweder gleichwertig oder sogar noch präziser in der dimensionstreuen Darstellung der abzuformenden Situation.<sup>94,1</sup> Allerdings schien die Wahl gerade bei den modernen Abformmaterialien weniger entscheidend zu sein als z.B. das gewählte Abformverfahren.<sup>48,112</sup>

#### **2.2.4 Gips**

Gips – chemisch als Calciumsulfat bezeichnet –, kann in einer trockenen, gebrannten Form (dehydriert) und einer abgebundenen Form (rehydriert), nachdem also Wasser hinzugefügt wurde, vorliegen. Diese Tatsache macht man sich in der Zahnmedizin zunutze, um das mit einem Abformmaterial gewonnene Negativ einer Abformung wieder in ein Positiv zu verwandeln. Dieses Positiv stellt ein Modell der abgeformten intraoralen Situation dar. Auf diesem Modell ist es dem Zahntechniker möglich, Zahnersatz außerhalb des Patientenmundes anzufertigen.

Aufteilen lassen sich die Gipssorten in der Zahnheilkunde in 4 verschiedene Typen:

- Typ 1: Abdruckgips
- Typ 2: Alabastergips
- Typ 3: Hartgips
- Typ 4: Superhartgips

Heutzutage werden bei der dentalen Modellherstellung ausschließlich Chemiegipse eingesetzt, die in einer komplizierten Dehydrationsreaktion gewonnen werden. Werden besondere Fähigkeiten vom Modell abverlangt wie Dimensionsstabilität und hohe mechanische Belastung, so ist Superhartgips (Typ 4) das Mittel der Wahl.<sup>33</sup>

Problematisch bei der exakten Reproduktion des Abformnegativs sind die Volumenänderungen des Gipses während des Abbindevorgangs. Bei der Verdrängung der Gipskristalle untereinander expandiert die Gipsmasse. Gleichzeitig findet eine thermische Ausdehnung durch die frei werdende Reaktionswärme statt.

Durch das Zufügen von chemischen Stoffen wie Natriumchlorid oder Kaliumsulfat kann Einfluss auf Abbindegeschwindigkeit und –expansion genommen werden.<sup>74</sup> Die Gesamtexpansion dentaler Gipse beläuft sich auf 0,3% bei Alabastergipsen, bei Superhartgipsen variieren die Werte zwischen 0,05% und 0,15%. Haben Gipse ihre Endhärte nach mehreren Tagen erreicht, so sind sie volumenstabil. Erst dann sollte mit der weiterführenden Arbeit am Modell begonnen werden.<sup>33,74,100</sup>

### **2.2.5 Abformhilfsmittel**

Der messbare Erfolg einer Abformung hängt neben den verwendeten Materialien in nicht zu unterschätzender Weise auch von den verwendeten Hilfsmitteln ab. Dazu zählt der Abformlöffel und sein spezifischer Aufbau wie auch der Haftlack, der einen flächenhaften chemischen Verbund zwischen Abformmaterial und Abformlöffel herstellen soll.

Ein Abformlöffel sollte verwindungssteif und so dimensioniert sein, dass alle relevanten Gebiete im Mund abgeformt werden. Gleichzeitig sollte er dem Abformmaterial Platz für eine elastische Rückstellung bieten. Ist zu wenig Abformmaterial zwischen Löffelwand und abzuformender Struktur vorhanden, so können beim Abziehen des Löffels Stauchungseffekte resultieren, die eine vollständige Rückstellung des Abformmaterials unmöglich machen.<sup>75</sup>

Unterscheiden lassen sich Abformlöffel in industriell hergestellte, konfektionierte und in eigens für den Patienten angefertigte, also individuelle Löffel. Konfektionierte Abformlöffel sind heutzutage für verschiedene klinische Situationen wie teilbezahnte oder zahnlose Kiefer erhältlich. Sie können über Makroretentionen wie Randwülste (*Rimlock*-Löffel) oder Perforationen für bestimmte Abformmaterialien verfügen. Konfektionierte Löffel stoßen mittlerweile auch in Gebiete vor, die zuvor den individuellen Löffeln vorenthalten waren, wie die Implantatprothetik.

Die Firma *bredent medical* hat den konfektionierten individualisierbaren Kunststofflöffel *bre-ciform D*<sup>®</sup> entwickelt. Durch Einmalgebrauch entfallen aufwändige Schritte wie das Reinigen und Desinfizieren nach der Verwendung. Dieser Löffel lässt sich schnell auf den Patienten übertragen, indem die notwendigen Perforationen über den Abformpfosten für eine direkte, offene Abformung eingeschliffen werden können.

Auch metallene Vertreter der individualisierbaren Konfektionslöffel haben sich etabliert, zu nennen seien hier als Beispiele *Implavision*<sup>®</sup> der Firma *Carl Martin GmbH*, Solingen, Deutschland oder *Wintray*<sup>®</sup> der Firma *Kohler Medizintechnik GmbH & Co. KG*, Danningen, Deutschland.

Individuelle Abformlöffel haben heutzutage einen hohen Stellenwert bei der Implantatabformung. Um der Methode der offenen Abformung gerecht zu werden, wird der Löffel durch die Perforationen über den Abformpfosten individualisiert. Die Halteschrauben bleiben somit zugänglich, die Abformung kann mitsamt der Abutments in einem Stück aus dem Mund entnommen werden.

Das Löffelmaterial besteht aus Autopolymerisaten auf Acrylatbasis oder thermoplastischen Werkstoffen.<sup>74</sup>

Autopolymerisate werden als Kunststoffplatten in einfacher Löffelvorformung angeboten. Adaptation und Bearbeitung sind einfach, Formstabilität und Verwindungssteifigkeit können durch das Übereinanderlegen von mehreren Platten entschieden erhöht werden. Thermoplastische Materialien können durch manuelles Erwärmen oder als Tiefziehplatte über das mit Wachs ausgeblockte Modell adaptiert werden. Die durch das Verfahren auftretenden immanenten Spannungen im Kunststoff sind so beträchtlich, dass allgemein mindestens 24 Stunden zwischen Löffelanfertigung und Abformung vergehen sollten.<sup>47</sup>

Studien zeigten, dass präzise Abformungen sowohl mit konfektionierten wie auch mit individuell angefertigten Abformlöffeln möglich sind. Dabei können signifikante Unterschiede zwi-

schen licht- und selbsthärtendem Kunststoff in Verbindung zu unterschiedlichen Abformmaterialien existieren.<sup>106</sup>

## 2.2.6 Möglichkeiten der Vermessung von Modellen

Die Genauigkeitsprüfung von Gipsmodellen kann mit Hilfe von verschiedenen Messverfahren vorgenommen werden.

Zu unterscheiden sind dabei direkte von indirekten Methoden. Bei der direkten Methode werden zumeist Suprakonstruktionen angefertigt, an deren Sitz auf dem Urmodell ihre Passgenauigkeit abgelesen werden kann. In Studien wurden Versuche unternommen, die Präzision einer Suprakonstruktion zu klassifizieren. KALLUS *et al.* entwickelten 1994 eine Beurteilungsskala von 0 bis 3, wobei 0 eine nicht sichtbare Diskrepanz und 3 eine ausgeprägte Diskrepanz von über 1mm bedeutete. Um die Passung einer verschraubbaren, multiimplantatgetragenen Prothetik sichtbar zu machen, zogen sie dazu jeweils die letzte Schraube der linken Seite an und testeten per Kippelung die Abweichung zwischen dem verschraubten und dem letzten Abutment der rechten Seite der Suprakonstruktion.<sup>59</sup> Die indirekten Methoden messen die hergestellten Gipsmodelle aus, auf denen die Suprakonstruktionen laborseits hergestellt werden sollen, z.B. mit einem Mikroskop oder dem Abtasten der Modelle durch einen Scanner.

In den Untersuchungen der 80er- und 90er-Jahre wurden Distanzen zwischen einzelnen Implantaten oftmals mittels Mikroskop-Vergrößerung gemessen. BURAWI *et al.* nutzten dazu 1997 ein Mikroskop, welches einen Messbereich bis zu 0,001mm erfassen konnte.<sup>18</sup> Diese Mikroskope wurden genutzt, um Strecken vergrößert darzustellen und diese sodann in einem geeigneten Maßstabsverhältnis messen zu können.<sup>83</sup>

Sehr oft angewendet wurde auch der *Nikon Profile Projector*, ein Vermessungs- und Vergrößerungsgerät, an dem mittels eines Bildschirmes das zu untersuchende Modell stark vergrößert dargestellt wurde und die Messungen direkt vorgenommen werden konnten.<sup>49,107,108,109,20</sup>

Ein anderer Ansatz der Messbarkeit von Dimensionsänderungen stellten Dehnungsmesssensoren dar, die neben der Vergrößerung die zweite große Messmethode der 90er- und 2000er-Jahre waren. Eine an Sensoren angelegte Spannung maß die Dehnung, die im Meistermodell gleich Null gesetzt wurde, an den hergestellten Modellen.<sup>53,5,6,81,22,21</sup>

Eine Studie unternahm die Vermessung der hergestellten Modelle mit einer digitalen Schieb-  
lehre.<sup>12</sup>

Neuere Studien verwendeten in der Vermessung der Modelle 3D-Koordinaten-  
Messmaschinen, die mittels Abtastspitze eine räumliche Zuordnung der Lage- und Dimensi-  
onsveränderungen im Raum ermöglichten. Diese Verfahren sind jünger als Mikroskop und  
Dehnungsmesssensoren und haben erst im Zuge der PC- und Softwareverbesserungen an  
Tragweite gewonnen.<sup>96,46</sup>

Verwendung fand auch die fotogrammetrische Bildmessung, welche mit Hochleistungskame-  
ras die meist computergestützte Suche und die Vermessung von Objekten in Bildern vor-  
nimmt. War die Fotogrammetrie als Hauptanwendungsgebiet zunächst auf die Geodäsie (*Wis-  
senschaft von der Ausmessung und Abbildung der Erdoberfläche*) beschränkt, so wurden die  
Möglichkeiten mit dem Einsatz von computergesteuerter Präzision auch auf medizinische  
Anwendungen erweitert.<sup>71</sup>

Im Vergleich der Messgenauigkeit zwischen fotogrammetrischer Bildmessung und dreidi-  
mensionaler Tastung durch eine Koordinatenmessmaschine wurden einander ähnliche Werte  
gefunden. Die Autoren konnten keiner Methode einen direkten Vorzug geben, zumal eine  
höhere Verzerrung geneigter Abformpfosten bei der fotogrammetrischen Messmethoden auf-  
traten.<sup>15</sup>

Die vorliegende Studie nutzt die wissenschaftlich gut dokumentierte Vermessungsmethode  
einer 3D-Koordinatenmessmaschine (siehe [Kapitel 4.4.1](#)).

### 3 Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden *in vitro* Studie ist die Untersuchung der Dimensionsgenauigkeit von drei verschiedenen Abformmethoden: Der Transfertechnik mit konventionellen Löffeln und Transferkappen, der nicht verblockten Pick-up-Technik mittels individuellem Löffel und der verblockten Pick-up-Technik mit Hilfe eines individuellen Löffels und Verblockungen durch schrumpfungsoptimierten Modellierkunststoff. Für diese Untersuchung wird ein zahnloses Oberkiefermodell genutzt, in das 6 vermessbare Implantate eingebracht worden sind. Als Einschlusskriterium wird eine Angulation der Implantate definiert, welche die Abnehmbarkeit der verblockten Abformpfosten im Gesamten aus dem Mund nach Abbinden des Abformmaterials zulässt.

Durch Verwendung der stets gleichen Parameter mit einem Polyether als Abformmaterial, eines Superhartgipses Typ 4 in der Modellherstellung und des klinisch bewährten *Xive*<sup>®</sup> - Implantatsystems soll eine Differenzierung zwischen den einzelnen Abformtechniken vorgenommen werden.

Beim Übertragungsverhalten der Implantatpositionen vom Urmodell auf das Labormodell sollen

- a) Neigung der Implantatachse,
  - b) Rotation der Implantatachse und
  - c) Verschiebung der Implantatmittelpunkte im dreidimensionalen Koordinatensystem
- untersucht werden.

Für die vorliegende Untersuchung wurde die Nullhypothese formuliert: Es besteht kein Unterschied zwischen der mit den einzelnen Abformmethoden zu erreichenden Genauigkeit im Hinblick auf die obigen Punkte a) – c).



## 4 Material und Methode

### 4.1 Materialien

#### 4.1.1 Das Urmodell

Das Ur- bzw. Meistermodell wurde speziell für die Überprüfung der Dimensionsgenauigkeit der drei unterschiedlichen Abformtechniken hergestellt. So wurde vorab in der *Privatzahnklinik Schloss Schellenstein GmbH* in Olsberg-Bigge ein bereits existierendes Gipsmodell von einem zuvor erfolgreich behandelten Patienten ausgewählt. Da alle Implantate auf Grund der zentripetalen Schwindung des Oberkiefers eine den anatomischen Gegebenheiten folgende Angulation aufwiesen, war das Einschlusskriterium für die Auswahl des Modells die Möglichkeit, die verblockten Abformpfosten im abgebundenen Abformmaterial in toto abzunehmen.

Die Implantate des Modells lagen in regio 17,15,13,12,21,23,25 und 27. Auf Grund der Unmöglichkeit der späteren Vermessung (siehe [Kapitel 4.4](#)) aller eingebrachten Implantate wurden die Implantate in regio 13 und 25 nicht verwendet, so dass nur die Positionen 17,15,12,21,23,27 vermessen werden konnten. Das seinerzeit angefertigte Gipsmodell von der intraoralen Patientensituation wurde nun von der Firma *DENTSPLY Friadent* in Kunststoff überführt, um ein abrasionsstabiles und belastbares Urmodell herzustellen. Die Implantatpositionen konnten exakt übernommen werden. In das Kunststoffmodell wurden *Xive® S plus* Implantate mit einem Durchmesser von 3,8mm eingearbeitet.

In das Urmodell wurde palatinal ein 1cm x 1cm breiter wie langer Edelstahlquader (gefertigt durch die Fa. *Bretthauer Kunststofftechnik*, Dillenburg, siehe dazu auch [Kapitel 4.4.2](#)) eingelassen, dieser diente als spätere Referenzform für die Vermessung. Eine 1x1cm lange und breite sowie 0,5cm dicke Plexiglasplatte wurde mit dem Modell von unten verschraubt und verklebt. An den Rändern wurden 4 Bohrlöcher eingelassen, diese dienten zur Aufnahme des Modells in die „Abformmaschine“.

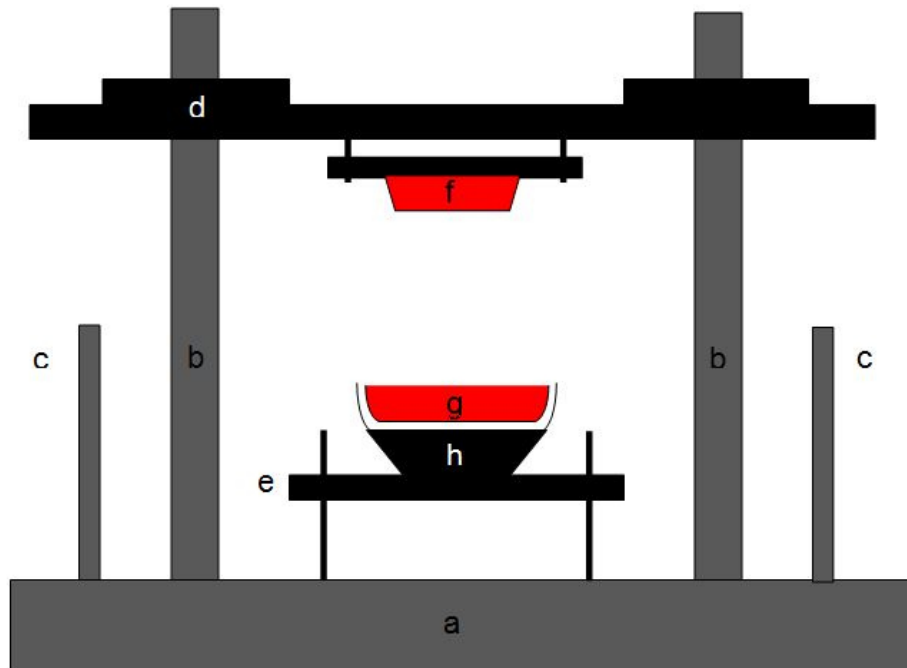


**Abbildung 4:** Urmodell in Kunststoff ausgegossen mit 8 inserierten *Xive S* Implantaten (wovon 6 zur Vermessung gelangen) und eingelassenem Edelstahlquader am Gaumen

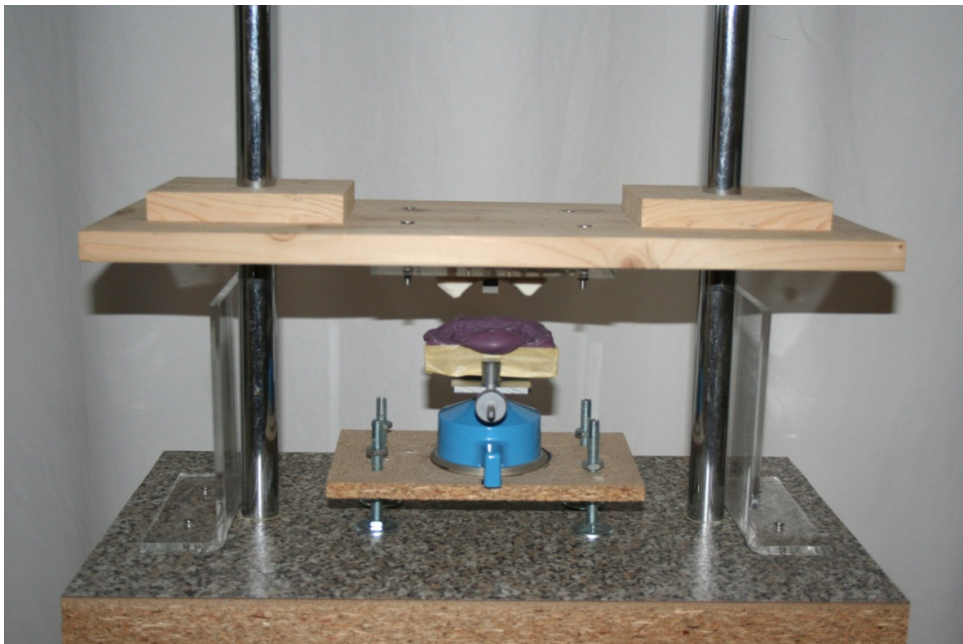
#### **4.1.2 Herstellung einer „Abformmaschine“ zur Abformung**

Zunächst wurden in eine 48cm lange, 30cm breite und 4cm hohe Grundplatte im Abstand von 28cm zwei 60cm lange und 2,5cm im Durchmesser betragende Stahlrohre parallel zueinander eingelassen. Eine 48cm lange und 20 cm breite hölzerne Gesenkplatte wurde an den entsprechenden Stellen zur Durchführung der Stahlrohre durchbohrt und die Schienung mit 10x12cm breiten wie langen Holzplatten verstärkt. Um einen festen und reproduzierbaren Auflagepunkt für die Gesenkplatte zu finden, wurden zu beiden Seiten hin farblose Plexiglasplatten mit einer Höhe von 15,5cm und einer Dicke von 0,5cm installiert. Sie sollten eine spätere Sicht auf die Abformung von allen Seiten ermöglichen. In die Grundplatte wurden vier lange Gewindeschrauben eingelassen, diese nahmen eine zweite, kleinere Stellplatte auf, über die es nun möglich war, die Höhe des Abformlöffels in korrekter Modell-Löffel-Position einzustellen. In die Gesenkplatte wurden ebenfalls vier kurze Gewindeschrauben eingedreht, diese dienten der Aufnahme der Plexiglasplatte, auf welchem das Urmodell befestigt wurde.

Ein Modell- und Frästisch der Firma *Degussa Dental GmbH & Co. KG* (heute Fa. *Dentsply International Co.*, USA) diente als Befestigung für die Abformlöffel. Der Löffel konnte über das Schraubgewinde schnell und sicher arretiert werden, eine exakte Positionierung unter dem Modell war möglich und durch das Kippen des Tisches konnten etwaige Interferenzen ausgeglichen werden.



**Abbildung 5:** Schematische Darstellung der konstruierten Abformmaschine: a) Grundplatte, b) Stahlrohr, c) Abstandshalter aus Acryl, d) Gesenkplatte mit Verstärkungen um die Stahlrohre, e) Stellplatte auf Gewindeschrauben, f) abzuformendes Meistermodell, g) Abformlöffel auf h) Frästisch (Degussa)



**Abbildung 6:** Abformmaschine mit eingespanntem Urmodell (oben) und im Frästisch fixiertem Abformlöffel kurz nach Abformung. Zu erkennen ist die höhenverstellbare Stellplatte, auf welcher der Frästisch ruht. Durch die seitlichen farblosen Acrylplatten ist eine exakte reproduzierbare Reposition der Gesenkplatte und damit des Urmodells gewährleistet.

### 4.1.3 Fabrikation des individuellen Löffels

Für die Herstellung des individuellen Löffels wurde zunächst ein Gipsmodell als Situationsmodell vom Meistermodell hergestellt. Dieses Gipsmodell wurde in Transfertechnik mit Einbringen von Laboranalogen gefertigt. Abformpfosten wurden mittels langer Halteschrauben auf die sechs Laboranaloge aufgeschraubt. Sodann konnte das Gipsmodell mit gelbem Modellierwachs umlegt werden. Dabei wurde auf eine generelle Mindestschichtdicke des Waxes (2-3mm) geachtet. Das Wachs wurde in der Höhe bis über den Rand der Abutments aufgebaut, dieses wurde besonders deswegen nötig, um eine spätere Verblockung der Abutments untereinander zu ermöglichen. Nun wurden zwei Kunststoffplatten (*SUNTRAY*®) mit einer Plattenstärke von 2mm über dem ausgeblockten Modell zurechtgeschnitten und adaptiert, so dass die Stabilität des Löffels gewährleistet werden konnte. Laut Literatur liegt die empfohlene Mindeststärke des Löffels zwischen 3 und 4 mm, um genügende Verwindungssteifigkeit zu erreichen.<sup>47,79</sup> Die langen Halteschrauben perforierten die Kunststoffplatten und markierten die korrekten Positionen der Implantate.

Der fertig geformte Kunststofflöffel wurde in das UVA-Lichtgerät eingebracht und 7 Minuten ausgehärtet. Nach vorsichtiger Entformung vom Modell wurde die Rückseite weitere 7 Minuten ausgehärtet. Mit einer Hartmetallfräse konnte der individuelle Löffel leicht entgratet und abgerundet werden, mit Schmirgelpapier wurde er geglättet. Die Perforationen im Löffel konnten mit einer schmalen Hartmetallfräse so weit aufgezo-gen werden, dass der Löffel problemlos reponiert werden konnte, ohne die Perforationen unnötig groß zu schleifen.



**Abbildung 7:** Individueller Löffel aus Kunststoffplatten mit Perforationen für die offenen Abformungen

#### **4.1.4 Verwendete Materialien**

##### **Verwendetes Abformmaterial**

Die Abformungen erfolgten ausschließlich mit *Impregum Penta*<sup>®</sup> (Fa. *ESPE Dental AG*, Seefeld, Deutschland).

*Impregum Penta*<sup>®</sup> ist ein Polyether-Präzisionsabformmaterial und besitzt eine mittlere Konsistenz. Es wird in PentaMatic<sup>™</sup>-Schlauchbeuteln angeboten. Zur Verwendung gelangen die Beutel im PENTAMIX<sup>™</sup>-Anmischgerät (Fa. *ESPE Dental AG*, Seefeld, Deutschland).

Mit *Impregum Penta*<sup>®</sup> werden Einphasenabformungen durchgeführt. Zusätzlich kann eine Applikationsspritze aus Metall oder Kunststoff verwendet werden. Die Shore-A-Härte liegt laut Herstellerangaben bei 60 (Fa. *3M Espe*, *Impregum Penta*<sup>®</sup>, Gebrauchsinformation).

##### **Verwendete Abformlöffel**

Für die Abformungen in Transfertechnik wurden die metallischen, glatten Serienabformlöffel *Rim-Lock*<sup>®</sup> mit Randwulst in der Größe U11 verwendet (Fa. *Dentsply Caulk*, Milford, USA). Bei den verblockten und unverblockten Pick-up-Abformungen wurde ein individueller Löffel verwendet. Dieser wurde mittels lichthärtender Kunststoffplatten hergestellt.

##### **Verwendeter Modellgips**

Alle Abformungen wurden mit dem Spezialsuperhartgips *quadro-rock*<sup>® plus</sup> (Fa. *picodent*, Wipperfürth, Deutschland) ausgegossen. Der Gips zeichnet sich durch eine splitterfreie, kantestabile und dichte Modelloberfläche aus. Er wird im DIN EN ISO 6873 Verfahren für eine gleichbleibende, garantierte Qualität hergestellt.

Das Anmischverhältnis beträgt 19-20ml Wasser auf 100g Gipspulver. Die Verarbeitungszeit liegt bei maximal 8 Minuten, vor Verwendung wird der Gips 40 Sekunden unter Vakuum angerührt.

Die Abbindezeit beträgt mindestens 25 Minuten, bevor das Modell aus der Abformung entnehmbar ist. Der Gips erreicht eine Härte von ungefähr 300 MPa nach 24 Stunden Aushärtung. Seine Druckfestigkeit liegt dann bei 65 MPa.

Die lineare Expansion des Gipses nach DIN EN Verordnung beträgt dabei < 0,08% (alles Herstellerangaben).

### Sonstige Materialien

*SUNTRAY*<sup>®</sup> (Fa. *Pluradent*, Offenbach, Deutschland) wurde als Material für die Herstellung des individuellen Löffels verwendet. Dieser Kunststoff liegt in vorgefertigten universellen Platten vor, die durch Lichtpolymerisation aushärten. Der Kunststoff besteht aus Acrylaten und Methacrylaten, diese sind mit anorganischen Füllstoffen (Glasperlen) versetzt. Die Lichtpolymerisation wird durch photochemische Initiatoren (Di- und Hydroxyketone) gesteuert. (Herstellerangaben)

*Polyether Adhesive*<sup>®</sup> (Fa. *3M Espe*, Seefeld, Deutschland) wurde als Haftvermittler zwischen Abformlöffeln und Abformmaterialien eingesetzt.

Für die Verblockung der einzelnen Abformpfosten untereinander wurde der Modellierkunststoff *Pattern Resin LS*<sup>®</sup> (Fa. *GC Corporation*, Tokio, Japan) verwendet. Dieser ist nach Herstellerangaben schrumpfungsoptimiert und eignet sich im Besonderen zur Modellation von Verbindungsteilen. Die Vorteile sind eine gute Verarbeitbarkeit bei minimaler Schrumpfung und hoher Stabilität. Dieses wird durch die Studie von CERQUEIRA *et al.* im Jahre 2012 belegt. Die zwei Modellierkunststoffe *Pattern Resin LS*<sup>®</sup> und *Duralay II*<sup>®</sup> wurden im Hinblick auf ihre Polymerisationsschrumpfung untersucht. *Pattern Resin LS*<sup>®</sup> zeigte dabei geringere Schrumpfungswerte und konnte zur Herstellung von Verblockungen empfohlen werden.<sup>23</sup> Um optimale Ergebnisse zu erhalten, sollte der Modellierkunststoff nach einer Schrumpfungsphase von 24 Stunden weiterverarbeitet werden.<sup>78</sup> Eine ausreichende Stabilität der Kunststoffverblockung stellt sich ab einem Durchmesser von 3mm ein.<sup>32</sup>

#### 4.1.5 Auflistung der verwendeten Materialien, Chargennummern

Material	Hersteller	Anzahl	Chargennummer	Haltbarkeit
quadro-rock plus Gips Typ 4	Picodent		110812900 110922956	03/2013
Laborimplantat D 3.8	Friadent	140	B110007042	Ø
Abutment Reposition mit TransferCap	Friadent	140	B110006777	Ø
Laborimplantat D 3.8	Friadent	120	B120008199	Ø
Abutment Pick-up mit TransferCap	Friadent	120	B120007388	Ø
Pattern Resin LS	GC	1	201207241	07/2017
Impregum Penta	3M Espe	4/4	495168	04/2015
Impregum Penta	3M Espe	3/3	457481	05/2013
Mixing Tips Red	3M Espe	50	408754	Ø
Mixing Tips Red	3M Espe	50	493482	Ø

## 4.2            **Untersuchte Abformmethoden**

Es wurden die drei folgenden Techniken untersucht:

- Indirekte Abformtechnik mit Transferkappen und konfektioniertem Serienlöffel
- Direkte unverblokte Abformtechnik und individuell gefertigtem Löffel
- Direkte, mit selbsthärtendem Kunststoff verblokte Abformtechnik und individuell gefertigtem Löffel

Alle Techniken wurden als Monophasenabformungen mit einem Polyether vorgenommen.

## 4.3            **Versuchsdurchführung**

### 4.3.1        **Durchführung der Abformungen**

Alle folgenden Abformungen des Meistermodells wurden im Labor unter standardisierten Bedingungen durchgeführt. Die Raumtemperatur lag durchgehend bei 21°C mit einer Maximalabweichung von  $\pm 1^\circ\text{C}$  und einer Luftfeuchtigkeit zwischen 55% und 57%. Die verwendeten Materialien wurden anhand der vorgegebenen Herstellerangaben bzw. -empfehlungen benutzt.

Die konfektionierten und individuellen Löffel wurden vor jeder neuen Abformung mit dem *Polyether Adhäsive*<sup>®</sup> dünn beschickt. Der aufgetragene Adhäsivlack trocknete 3 Minuten vor der weiteren Verwendung des Abformlöffels.

Von jeder untersuchten Abformmethode wurden je 10 Abformungen unter stets gleichen Standardbedingungen angefertigt.

Begonnen wurde mit der Transfertechnik. Hierzu wurde das *Friadent* Abform-Set „Reposition“ im Durchmesser 3,8mm verwendet, es besteht aus dem Übertragungsaufbau, der kurzen Halteschraube, der *Friadent* Transferkappe und einem Labor-Analog zur späteren Modellherstellung.

Die Abformpfosten wurden handfest mit der Halteschraube auf den Implantaten des Meistermodells verschraubt, die Transferkappe auf die Abutments geklickt. Das Modell konnte so dann in der „Abformmaschine“ starr verankert werden, der konfektionierte Löffel mit Randwulst wurde nach Adhäsivbeschickung mit Abformmaterial gefüllt. Mit einer gefüllten Sprit-



ze wurden die Abformpfosten umspritzt, hier wurde den Unterschnitten, die sich durch den Rand der Transferkappe ergaben, besondere Aufmerksamkeit gewidmet.

Der Löffel wurde in die Halterung eingelegt, festgeschraubt und durch Schließen der „Abformmaschine“ die Abformung vollzogen. Die Verarbeitungszeiten laut Hersteller gaben eine Abbindung ab Mischbeginn von 6 Minuten an. Diese Zeit wurde bei jeder Abformung vor Entnahme des Löffels eingehalten.

Nachdem der Abformlöffel vom Modell gelöst worden war, wurde kontrolliert, ob alle Transferkappen ordnungsgemäß im Abformmaterial verblieben waren. Der Löffel wurde laut Herstellerangaben daraufhin mindestens für 30 Minuten zur Rückstellung der deformierten Bereiche zur Seite gelegt. Auf diese Weise konnten insgesamt 10 Abformungen mit Transfertechnik fabriziert werden.

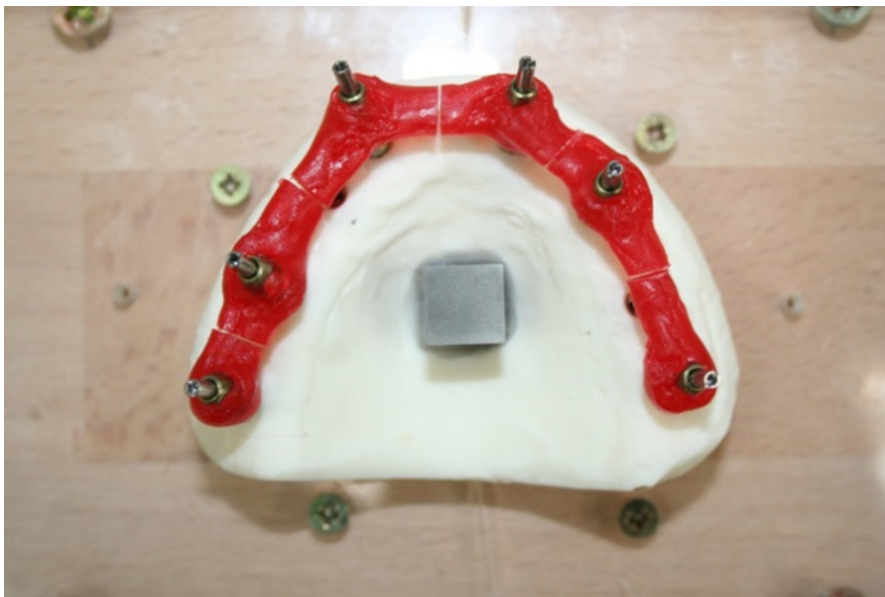
Bei der offenen unverblochten Abformtechnik wurde das *Friadent* Abform-Set „Pick Up“ im Durchmesser 3,8mm genutzt, dieses beinhaltet neben dem Übertragungsaufbau die lange Halteschraube, eine Transferkappe und ein Laboranalog. Die Abformpfosten wurden mit den Halteschrauben auf das Modell geschraubt. Die Mitte aus den Transferkappen wurde entfernt, sie konnten sodann über die Halteschraube auf die Abformpfosten gesetzt werden. Nach Einsetzen des Modells in der „Abformmaschine“ wurde der individuelle Löffel mit Adhäsiv präpariert, mit Abformmaterial gefüllt, die Abformpfosten auf dem Modell umspritzt und nach Befestigung des Abformlöffels in der Maschine die Abformung durchgeführt. Nach sechsminütiger Abbindedauer und Löffelentnahme wurden auch diese Abformungen vor Modellherstellung für mindestens 30 Minuten gelagert.

Die verblochte Abformtechnik benötigte zuvor Situationsmodelle, auf denen die Vorbereitungen zur späteren Verblockung bewerkstelligt werden konnten. Die bereits vermessenen und untersuchten Modelle aus der Transfertechnik wurden für diesen Zweck wiederverwendet. Auf jedem der zehn zuvor hergestellten Modelle wurden zunächst die Abformpfosten mit langen Halteschrauben verschraubt. Nun wurde entlang der Einkerbungen zur Aufnahme der Transferkappe der Kunststoff *Pattern Resin LS*<sup>®</sup> der Firma *GC* mit Pinseltechnik aufgebracht und eine stabile Verblockung zwischen allen Übertragungsaufbauten geschaffen. Der Durchmesser der Verblockungen wurde mit mindestens 3mm ausreichend stabil bemessen. Dieses wurde eingehalten und kontrolliert anhand der Abutments, die ebenso wie die Implantate an der Basis einen Durchmesser von 3,8mm aufwiesen.

Der Kunststoff wurde sodann für 24 Stunden zum Aushärten und Abklingen der Polymerisationsschrumpfung gelagert. Im Anschluss wurden die Verblockungen mittig mit einer 0,45mm dünnen Diamantscheibe (Fa. *Komet Group GmbH*, Besigheim, Deutschland) getrennt. Die so getrennten einzelnen Abformpfosten wurden nun auf das Meistermodell verschraubt und eine geringe Menge *Pattern Resin LS®* in die Lücken eingebracht und 30 Minuten ausgehärtet. Der weitere Abformweg führte wie bei der unverblochten direkten Abformung über Vorbereitung des Abformlöffels mit Adhäsivlack zur Befüllung des Löffels mit Abformmaterial, Umspritzen der Abformpfosten und Unterspritzen der Verblockungen, Einsetzen des Modells und des Löffels in die „Abformmaschine“ zur Abformung. Nach sechs Minuten wurden auch hier Löffel und Modell getrennt, nachdem zuvor die langen Halteschrauben entfernt worden waren. Die Rückstellzeit von mindestens 30 Minuten vor Modellherstellung wurde auch bei diesen Abformungen gewahrt.



**Abbildung 8:** Verblockter Übertragungsaufbau auf dem Situationsmodell



**Abbildung 9:** Getrennte und auf dem Meistermodell aufgeschraubte Abformpfosten kurz vor der erneuten Verklebung der Lücken

### 4.3.2 Modellherstellung

In alle 30 hergestellten Abformungen wurden nach Einhalten der Rückstellzeit auf die Abformpfosten die Laboranaloge handfest aufgeschraubt. In die Abformungen der Transfertechnik mussten zusätzlich vorher die Abformpfosten eingebracht werden, durch den Snap-on-Mechanismus konnte eine sichere Reposition in die Transferkappen gewährleistet werden.

Zur Modellherstellung wurde der Superhartgips *quadro-rock® plus* der Firma *picodent* verwendet. Nach Herstellerangaben wurde das Mischungsverhältnis Gipsanteil zu Wasseranteil beachtet und 200g Pulver auf 38ml Wasser mit einer digitalen Waage abgemessen.

Unter Verwendung eines Vakuum-Anmischgerätes mit einer Anrührzeit von 40 Sekunden wurde eine homogene und blasenfreie Durchmischung erzielt. Zunächst fand das Ausgießen der Abformung unter Zuhilfenahme eines Rüttlers statt. Sodann wurde eine rote Sockelplatte des *Split-Cast®* Sockelsystems (Fa. *SAM Präzisionstechnik GmbH*, Gauting bei München, Deutschland) mit angelegtem Gummiring und Bodenmagneten ebenfalls mit Gips gefüllt. Eine möglichst exakt gerade Ausrichtung des Löffels zur Sockelplatte wurde angestrebt, der mit Gips ausgegossene Abformlöffel für mindestens 1 Stunde gelagert, erst dann entformt.

Vor Entformung der Modelle, die durch Pick-up-Technik entstanden waren, mussten erst die langen Halteschrauben entfernt werden, der Bodenmagnet verblieb stets im Modell. Die Modelle lagerten vor ihrer Vermessung mindestens 10 Tage in einem gleichmäßig temperierten Laborraum ( $20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ) und konstanter Luftfeuchtigkeit (um  $55\% \pm 2\%$ ).

## 4.4 Modellvermessung

### 4.4.1 3D – Messmaschine

Die Vermessung der Modelle wurde mittels eines computergestützten Abtastverfahrens vorgenommen. Grundlage der Vermessung war die 3D – Koordinatenmaschine *RAPID*<sup>®</sup> (Fa. *Thome Präzision GmbH*, Messel, Deutschland). Die Maschine besteht aus 3 senkrecht zueinander angeordneten luftgelagerten Linearachsen. Die CNC-Steuerung („computerized numerical control“) benötigt einen Computer und einen Controller ([Abbildung 10](#)).

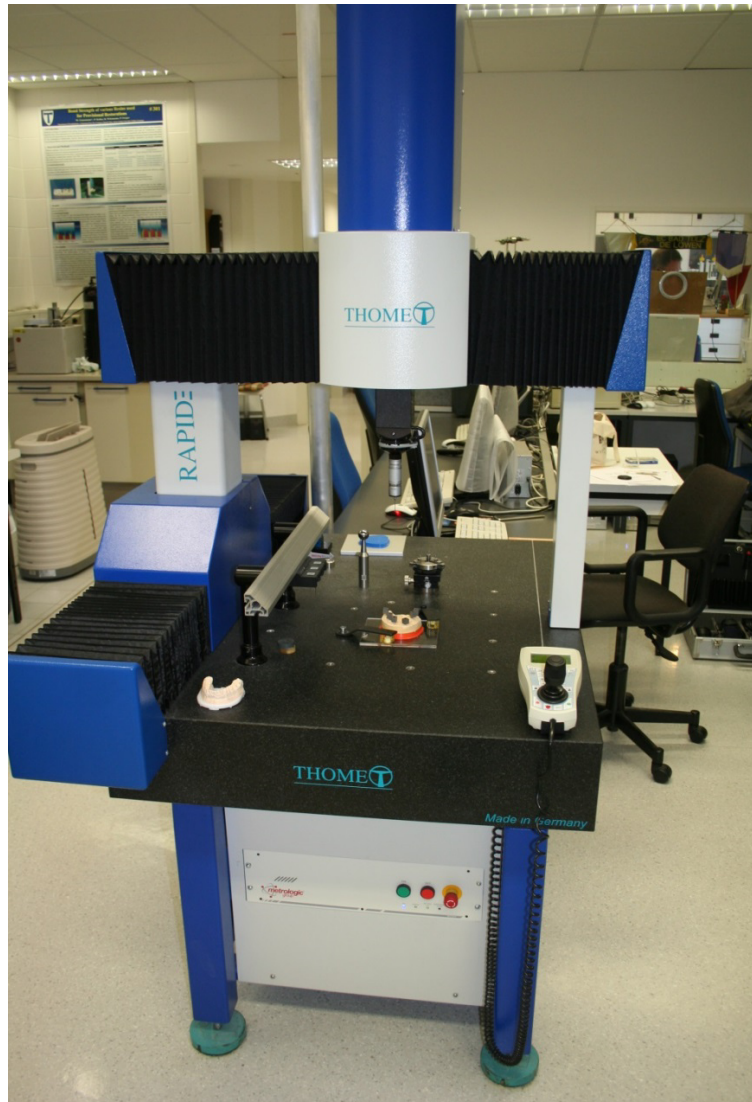
Das Auflösungsvermögen der Maschine beträgt  $0,5\mu\text{m}$ . Je nach Messaufgabe kann das Gerät verschiedene Messtaster aufnehmen. In der vorliegenden Studie wurde mit einem Messtaster-system von *Renishaw* (SP25M) angetastet. Die Tastkugel am Ende des Tastersystems hatte einen Durchmesser von 3mm.

Die volumetrische Längenmessunsicherheit nach ISO 10360 beträgt bei der Vermessung  $2,2+(L/350)\mu\text{m}$ , wobei L für die Länge der gemessenen Strecke steht. Die Bedienung und die graphische Umsetzung der CNC-Koordinatenmessmaschine fand in der Software *Metrolog*<sup>®</sup> XG (Version 13.006) von der Firma *metrologic*<sup>®</sup> statt.

*Metrolog*<sup>®</sup> XG verfügt über eine interaktive graphische Benutzeroberfläche, die Software misst sowohl Regelgeometrie wie auch Freiformflächen (Oberflächenpunkte, Eckpunkte, Schnitte, *pp.*). Die gewonnenen Messergebnisse können zur Weiterverarbeitung direkt in *Excel*<sup>®</sup> exportiert werden.<sup>51</sup>

Die Vermessung mit einer Koordinatenmessmaschine wurde in der vorliegenden Studie wegen der derzeit präzisesten Messergebnisse verwendet. Selbst im Vergleich mit photographisch abgetasteten Modellen, die eine direkte optische Aufzeichnung der Implantatpositionen ermöglichen sollen, schnitt die Messgenauigkeit einer 3D-Koordinatenmessmaschine mit vergleichbar guten Werten ab.<sup>15</sup> Die Präzision einer Messmethode nimmt letztlich auch Einfluss auf die Aussagekraft der Ergebnisse. Das Auflösungsvermögen von mindestens  $0,5\mu\text{m}$  der

eingesetzten dreidimensionalen Koordinatenmessmaschine *RAPID*<sup>®</sup> der Firma Thome reichte zur Darstellung der Abweichungen aus. Labortechnisch ist ein Randspalt von 50 bis 60µm realistisch reproduzierbar, der jedoch unter klinischen Bedingungen und Alltagsfaktoren eher zunimmt.<sup>116</sup>



**Abbildung 10:** Die 3D-Koordinatenmaschine *RAPID* im Versuchslabor des UKGM, Standort Gießen, mit eingespanntem Modell vor Vermessung der aufgeschraubten Edelstahlquader

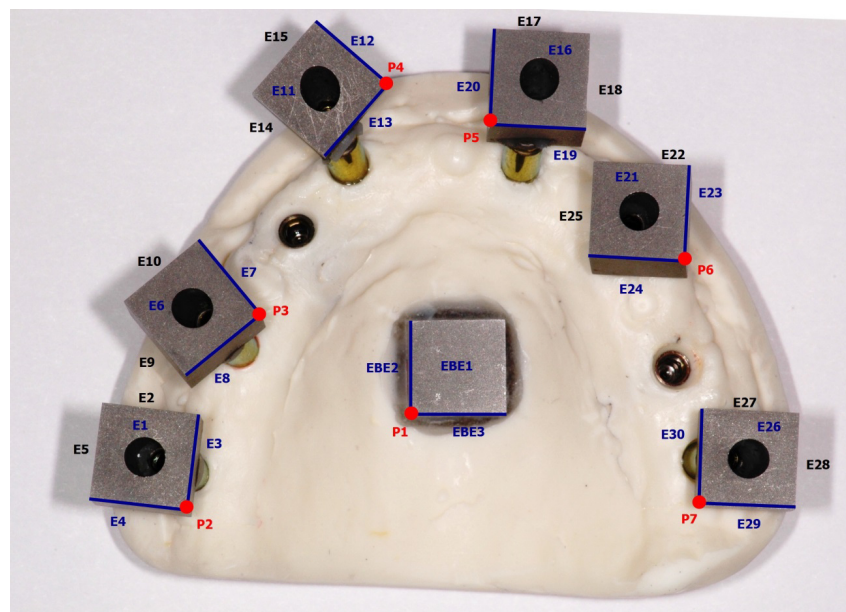
#### 4.4.2 Vorgehen bei Vermessung des Urmodells und der Modelle

Eine direkte Vermessung der Implantate bzw. der Laboranaloge in den Modellen war nicht möglich. Da der Rand der inserierten Analoge und Implantate entweder paragingival oder gar leicht subgingival lag, konnte der Messtaster diese Ränder nicht mehr fehlerfrei erfassen.

Um diesem Problem zu begegnen, wurden für die 6 Implantate im Urmodell sechs Edelstahlquader (V2A) mit den Abmessungen 10x10x10mm hergestellt (Fa. *Bretthauer Kunststofftechnik*, Dillenburg, Deutschland). Je nach Winkel der Implantate auf dem Urmodell wurden Bohrungen durch die Quader vorgenommen, so dass sie auf Abutments mit Galvanokleber geklebt werden konnten. Durch die angulierten Bohrungen erhielten die auf dem Modell mit einer Halteschraube fixierten Verbindungen zwischen Abutment und Edelstahlquader eine möglichst ebene und gerade Ausrichtung.

Korrespondierend zu dem im Urmodell eingebrachten Edelstahlquader, der ebenfalls über eine Plattform von 10x10mm verfügte, konnten diese Abutment-Edelstahlquader-Verbindungen auf jedes Gipsmodell zur Vermessung geschraubt werden. Bei den ausgegossenen Modellen wurde der im Urmodell eingeschraubte Edelstahlquader in Gips überführt.

In [Abbildung 11](#) sind schematisch alle eingemessenen Ebenen, Geraden und Punkte anhand des Urmodells dargestellt.



**Abbildung 11:** Urmodell mit eingezeichneten Ebenen (EBE1-EBE3 des Referenzquaders, E1-E30 der Messquader) und der Schnittpunkte (rot) zweier ausgewählter Ebenen pro Quader (blau). Ebenfalls zu sehen sind die beiden stillgelegten Implantate regio 13 und 25. Messquader konnten hier aus Platzgründen nicht angebracht werden.



### 4.4.3 Mathematische Grundlagen

Die dargelegten mathematischen Grundlagen beruhen auf den Ausführungen in der Dissertationsschrift von WESKOTT.<sup>112</sup> Jede in [Abbildung 11](#) dargestellte Ebene  $x$  eines Edelstahlquaders wird durch das Abtasten von drei Punkten konstruiert. Diese sollten möglichst weit auseinander liegen, um Ungenauigkeiten in der Berechnung der Fläche zu minimieren.

Anhand von geometrischen Berechnungen werden nun Achsenneigung, Rotation und der Abstand zweier Punkte als absoluter Wert eines Modells ausgegeben. Dazu berechnet die Software des zu Grunde liegenden Programmes, *Metrolog*<sup>®</sup> XG, anhand von Vektoren in ein gemeinsames Koordinatensystem um.

Der Vektor  $\mathbf{v} = (x, y, z)$  kann in seiner Länge durch den Betrag von  $|\mathbf{v}|$  folgendermaßen dargestellt werden:

$$|\mathbf{v}| = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$$

Das Vektorprodukt zweier Vektoren differenziert sich einerseits in das Kreuzprodukt (auch äußeres Produkt genannt) und andererseits in das Skalarprodukt (auch inneres Produkt genannt).

Beim Kreuzprodukt der Vektoren  $\mathbf{v}$  und  $\mathbf{w}$  bildet sich der Vektor  $\mathbf{v} \times \mathbf{w}$ , der senkrecht zu der aufgespannten Ebene der beiden anderen Vektoren steht:

$$\mathbf{v} \times \mathbf{w} = \begin{pmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} w_1 \\ w_2 \\ w_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_2 w_3 - v_3 w_2 \\ v_3 w_1 - v_1 w_3 \\ v_1 w_2 - v_2 w_1 \end{pmatrix}$$

Das Skalarprodukt der Vektoren  $\mathbf{v}$  und  $\mathbf{w}$  wird im Allgemeinen auch dazu genutzt, ein komplexes Element zu verallgemeinern; damit auch die Anwendung von Geometrie auf abstrakte Strukturen auszudehnen. Es errechnet sich wie folgt:

$$\mathbf{v} * \mathbf{w} = \begin{pmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} w_1 \\ w_2 \\ w_3 \end{pmatrix} = v_1 w_1 + v_2 w_2 + v_3 w_3$$

Das Skalarprodukt kann im Gegensatz zum Kreuzprodukt in einer reellen Zahl ausgedrückt werden, diese lautet dann  $|\mathbf{v}| * |\mathbf{w}| * \cos(\angle \mathbf{v}, \mathbf{w})$ .

#### 4.4.4 Einstellen der Messmaschine zur Vermessung

Um variierende Dimensionsverhältnisse zwischen den einzelnen Modellen und auch Abformtechniken darstellen zu können, muss ein Algorithmus gefunden werden, der stets die gleiche Abfolge in der Vermessung jedes Modells einhält.

Diese Programmierung erfolgte in der Software *Metrolog*<sup>®</sup> XG. Dazu wurde zunächst die CNC (Computerized Numerical Control) - Steuerung im Programm selbst aktiviert. Die *RAPID*<sup>®</sup> - Maschine wurde so in ihre Ausgangsposition versetzt, der Taster (Länge 30mm, Durchmesser der Tastkugelspitze 3mm) ausgewählt.

Zur automatischen Kalibrierung des Tasters im Messkoordinatensystem (MKS) wurden Punkte an einer Äquilibrierungs-Edelstahlkugel angefahren, die in der Software die Streckendifferenzen anpasste.

Begonnen wurde mit der Vermessung des Urmodells. Dazu wurde es in der Einspannvorrichtung der Koordinatenmessmaschine stabil und rutsicher fixiert. Sodann wurde über die maschineneigene Bewegungssteuerung der Taster an den Startpunkt des in dem Modell eingeschraubten, mittig verankerten Edelstahlquaders gefahren.

Hier wurde auch der Startpunkt im Programm festgelegt. Nun wurden alle drei zuvor festgelegten Ebenen aller sieben Edelstahlquader manuell angefahren. Alle zurückgelegten Strecken wurden als Makro aufgezeichnet. Auf jeder der drei Flächen wiederum wurden 3 Punkte, die möglichst weit auseinanderlagen, abgetastet.

Anhand dieser drei Punkte wurde von der Software die Quaderebene konstruiert, so dass drei Ebenen von jedem Quader bekannt waren. Entlang der Schnittpunkte der Ebenen konstruierte die Software Geraden, die wiederum Schnittpunkte P1 bis P7 ([Abbildung 11](#)) bildeten, dieser wurde als Ausgangspunkt der Vergleichsmessung gespeichert. Dieses Verfahren wurde bei allen sieben auf dem Urmodell befindlichen Edelstahlquadern wiederholt, so dass alle Ebenen, Geraden und Schnittpunkte eingemessen waren. Der gesamte Bewegungsablauf wurde als Makrodatei hinterlegt.



Um nun die Neigung der Implantatachsen feststellen zu können, wurden darüber hinaus die Winkel zwischen den koronalen Ebenen aller Edelstahlquader zur Referenzebene des mittigen Quaders vermessen ([Tabelle 1](#)). Etwaige Rotationen der Implantate wurden berechnet aus den Rotationswinkeln approximaler Ebenen zur Referenzebene des mittigen Quaders ([Tabelle 2](#)).

**Tabelle 1:** Neigungswinkel (in °)

Winkel 1 zwischen Ebe1 und E1
Winkel 2 zwischen Ebe1 und E6
Winkel 3 zwischen Ebe1 und E11
Winkel 4 zwischen Ebe1 und E16
Winkel 5 zwischen Ebe1 und E21
Winkel 6 zwischen Ebe1 und E26

**Tabelle 2:** Rotationswinkel (in °)

Winkel 7 zwischen Ebe2 und E3
Winkel 8 zwischen Ebe2 und E8
Winkel 9 zwischen Ebe2 und E13
Winkel 10 zwischen Ebe2 und E20
Winkel 11 zwischen Ebe2 und E23
Winkel 12 zwischen Ebe2 und E30

**Tabelle 3:** Konstruktion der Eckpunkte als Schnittpunkt zweier Geraden

Startpunkt P1	Schnittpunkt Gerade g1 aus Ebe1 und Ebe2 und Gerade g2 aus Ebe1 und Ebe3
P2	Schnittpunkt Gerade g3 aus E1 und E3 und Gerade g4 aus E1 und E4
P3	Schnittpunkt Gerade g5 aus E6 und E7 und Gerade g6 aus E6 und E8
P4	Schnittpunkt Gerade g7 aus E11 und E12 und Gerade g8 aus E11 und E13
P5	Schnittpunkt Gerade g9 aus E16 und E19 und Gerade g10 aus E16 und E20
P6	Schnittpunkt Gerade g11 aus E21 und E23 und Gerade g12 aus E21 und E24
P7	Schnittpunkt Gerade g13 aus E26 und E29 und Gerade g14 aus E26 und E30

**Tabelle 3** zeigt die Konstruktion von Eckpunkten aller sieben Quader. Dazu wurden zunächst die beiden Kanten dreier senkrecht zueinander stehender, angrenzender Ebenen bestimmt. Die daraus resultierenden Geraden bildeten einen Schnittpunkt P(1-7). In Beziehung zum Startpunkt P1 gesetzt, ließen sich so Verschiebungen im dreidimensionalen Raume analysieren und vergleichen.

#### **4.4.5 Vermessung des Urmodells, Genauigkeitsprüfung**

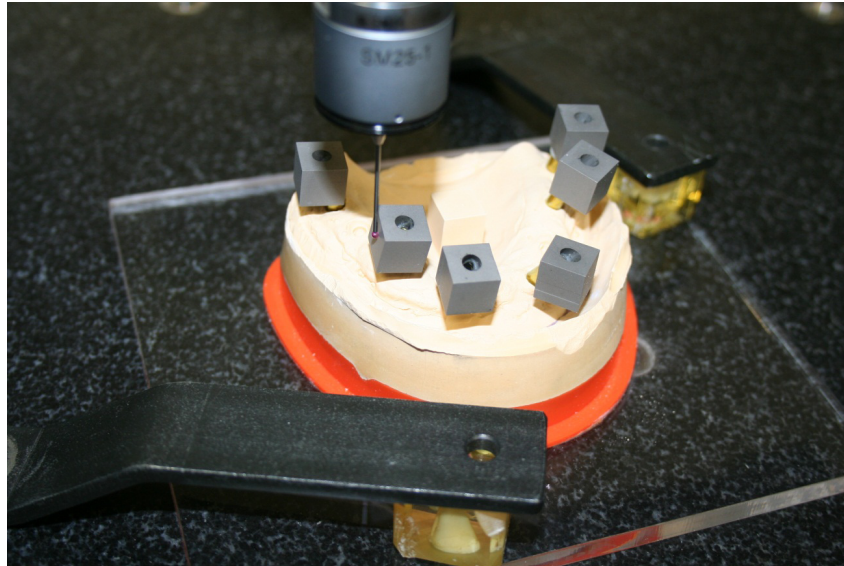
Die Überprüfung der Koordinatenmessmaschine bezüglich Genauigkeit und Messverhalten wurde vor der eigentlichen Vermessung der Gipsmodelle vorgenommen. Messfehler hätten sich gravierend auf die Signifikanz der gemessenen Unterschiede zwischen den einzelnen Abformmethoden ausgewirkt, daher sollte vorab am Urmodell die Messgenauigkeit analysiert werden.

Im ersten Durchlauf wurde das Urmodell auf dem Tisch verschraubt und hintereinander zehnmal vermessen, ohne in irgendeiner Weise bewegt zu werden. Diese Ergebnisse dienten zur Überprüfung der Präzision der Vermessungsmaschine.

Im zweiten Testlauf erfolgten wieder 10 Durchgänge, dieses Mal wurden vor jedem neuen Durchlauf die Edelstahlquader komplett vom Urmodell entfernt und wieder repositioniert. Diese Testergebnisse sollten vor allem Ungenauigkeiten zwischen Abutment-Hexagon und Implantat-Hexagon aufzeigen, die aus der Verschraubung der Messquader auf dem Modell resultierten.

#### **4.4.6 Vermessung der Gipsmodelle**

Nach den erfolgten Testreihen konnten nun die dreißig Gipsmodelle vermessen werden. Durch den eingebrachten Sockelmagneten und die Fixationsrillen in der Unterseite konnten die Modelle auf dem *SAM<sup>®</sup> Model Tray* rutscht sicher montiert werden. Die Vermessung wurde für jedes Modell einmal durchgeführt. Die Vermessung lief wie beim Urmodell auch über den Algorithmus in der Software der Koordinatenmessmaschine ab ([Abbildung 12](#)).



**Abbildung 12:** Vermessung eines Gipsmodells mit der Kugel des eingespannten Messtasters. Die vermessenen Flächen sind jeweils so gewählt, dass sie keine Unterschnitte aufweisen, da sonst die Messung unbrauchbar wäre. Hier gut zu sehen der etwas nach innen gekippte Edelstahlquader und die soeben vermessene Ebene ohne Unterschnitte.

#### 4.4.7 Vermessung der Implantatmittelpunkte

Das Abtasten der auf den Modellen aufgeschraubten Messquader ergab in der Software nur Punktberechnungen, die außerhalb der Implantatkörper lagen. Um für die spätere Ergebnisdarstellung die Verschiebungen der Implantatmittelpunkte exakt aufzeichnen zu können, mussten die Koordinaten der Implantatmittelpunkte bekannt sein. Das Vermessen der Mittelpunkte für jedes der 6 inserierten Implantate im Urmodell wurde anhand des hochauflösenden Makroskops *Leica M420*<sup>®</sup> (Fa. *Leica Microsystems AG*, Heerbrugg, Schweiz) vorgenommen. Die Auflösung lag hier bei max. 348 Lp/mm. Es wurden jeweils die X-, Y- und Z-Achsen gemessen. Die so gewonnenen Daten konnten in das Koordinatensystem der vermessenen Quader nahtlos eingefügt werden, so dass die Implantatmittelpunkte mittels ihrer Koordinaten somit exakt bestimmt waren.

## 4.5 Auswertung der Daten

Die Messdaten sowohl des Urmodells wie auch die aller 30 hergestellter Gipsmodelle aus den drei unterschiedlichen Abformungsmethoden wurden von der Software *Metrolog*<sup>®</sup> XG als Excel-Tabelle ausgegeben. Die Werte wurden in das Statistikprogramm *SPSS*<sup>®</sup> für Windows, Version 20.0 (Fa. *IBM SPSS Inc.*, New York, U.S.A.) zur weiteren Bearbeitung und Auswertung eingepflegt. Die metrischen Variablen (Winkel in Grad und Abstand in Millimeter) wurden über Mittelwerte und Mediane, Streumaße in Form von Standardabweichungen dargestellt.

### 4.5.1 Angewandte statistische Methoden

Zunächst wurden die metrischen Variablen hinsichtlich einer symmetrischen Verteilung (Gauß'sche Glockenkurve) mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests überprüft. Dieser nicht-parametrische Test hat den Vorteil, dass er für kleine Stichproben geeignet ist und auch die zu untersuchende Variable nicht normalverteilt sein muss.

Die Signifikanz - ausgedrückt im sogenannten p-Wert -, zeigt an, wie hoch die Irrtumswahrscheinlichkeit für eine Hypothese, also eine positive oder negative Korrelation, sein darf. Üblicherweise werden maximal 5% Irrtumswahrscheinlichkeit angenommen ( $p \leq 0,05$ ). Liegt ein p-Wert von maximal 1% Irrtumswahrscheinlichkeit vor, so werden diese Unterschiede der Resultate als sehr signifikant bezeichnet ( $p \leq 0,01$ ), bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,1% als hoch signifikant ( $p \leq 0,001$ ).

Da in der vorliegenden Studie mehr als zwei unabhängige Stichproben ausgewertet werden sollten, wurde der parameterfreie H-Test nach Kruskal und Wallis angewandt (ANOVA). Dazu wurde eine Nullhypothese formuliert, die zunächst davon ausging, dass unter den zu untersuchenden Gruppen kein Unterschied im Vergleich der Präzision der drei Abformungstechniken bestand.<sup>64</sup>

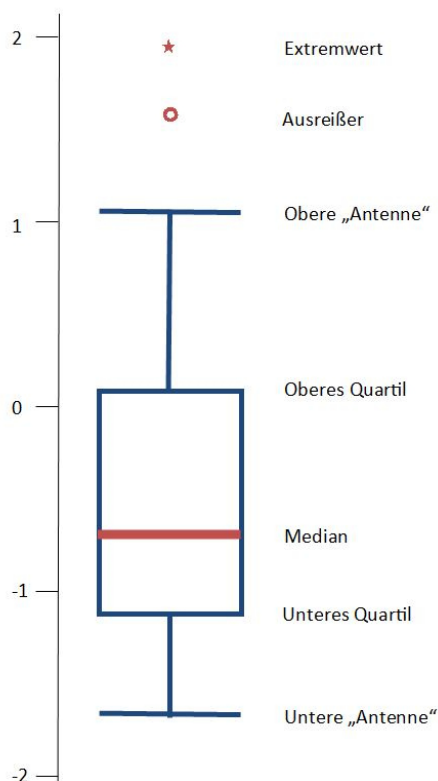
### 4.5.2 Graphische Darstellung der Ergebnisse

Um sich ein Bild von der Verteilung einer Stichprobe machen zu können, wurde die graphische Visualisierung in Form von Diagrammen vorgenommen.

Bei einer nicht normalverteilten Stichprobe wurden die Ergebnisse in dieser Studie in einem vertikalen Boxplotdiagramm dargestellt. Dieses vermittelt einen schnellen Überblick über die Verteilung der Werte auf Grund seines spezifischen Aufbaus: Das Boxplotdiagramm besteht immer aus einem Rechteck, welches Box genannt wird, in dem die mittleren 50% der Daten liegen. Innerhalb des Rechtecks liegt der sogenannte Median, der wiederum die innerhalb des Rechtecks liegenden Daten in gleiche Hälften unterteilt. Das Rechteck wird nach oben und unten durch „Antennen“ oder T-Balken verlängert, die jeweils den größten und kleinsten gemessenen Wert angeben, so lange die Werte keine Ausreißer oder Extremwerte sind.

In den Graphiken der vorliegenden Studie wurden diejenigen Werte als Ausreißer definiert, die zwischen 1,5 bis 3 Boxlängen außerhalb der Box liegen. Sie wurden mit einem Kreis dargestellt. Extremwerte lagen über 3 Boxenlängen außerhalb der Box, sie wurden als Kreuzchen gekennzeichnet ([Abbildung 13](#)).

Im Maßstab auf der linken Seite wurden entweder Grad-Zahlen bei Neigung und Rotation oder Millimeter-Angaben bei der dreidimensionalen Verschiebung im Raum angegeben.



**Abbildung 13:** Schematische Ansicht eines Boxplotdiagramms

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Untersuchung der Messgenauigkeit am Urmodell

In den folgenden Diagrammen wurden Abtasten des Urmodells ohne Veränderung und Abtasten nach vorheriger Entfernung und Reposition der Vermessungsquader auf den Implantaten mit jeweils zehnmaliger Wiederholung veranschaulicht.

#### 5.1.1 Darstellung der Neigungsänderung

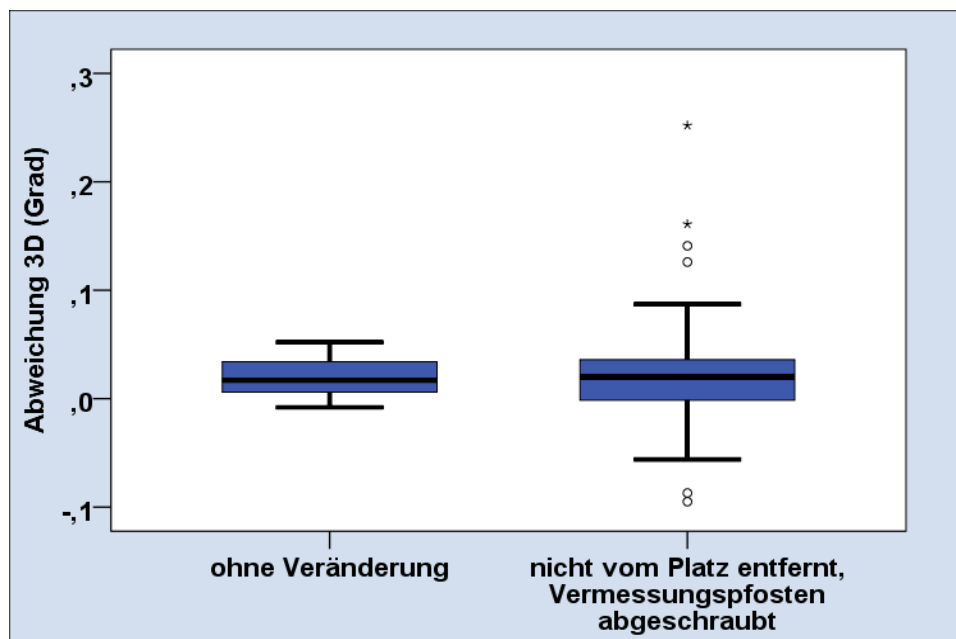
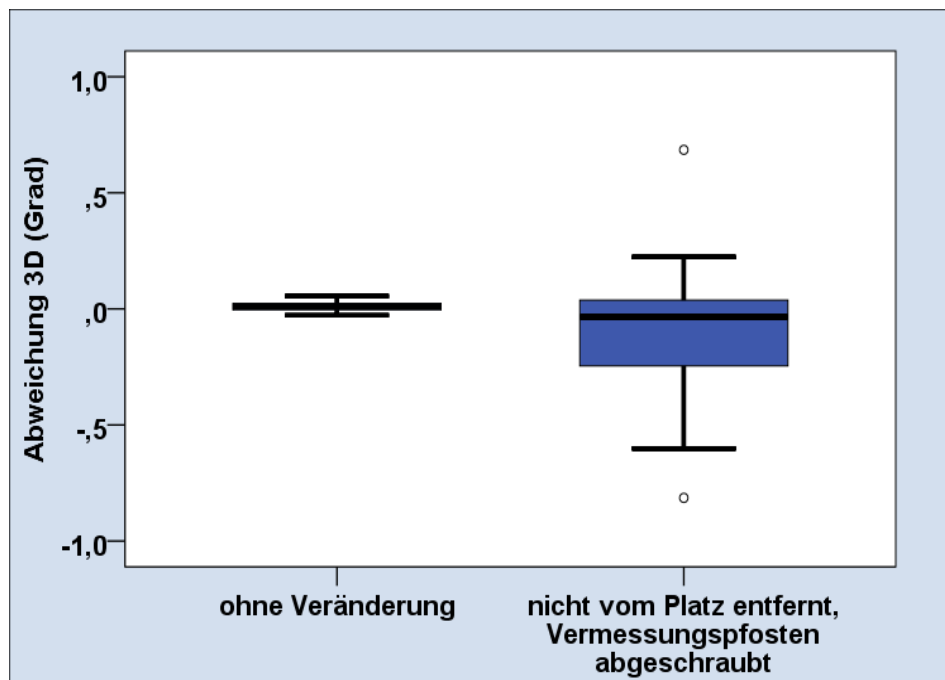


Abbildung 14: Neigungsänderung der Vermessungsquader am Urmodell

Der Mittelwert der Vermessung ohne Veränderung zeigte eine Neigungsänderung von 0,01°, mit Veränderung von 0,02°, die Standardabweichung lag bei 0,01° ohne Veränderung und 0,05° mit Veränderung. Die sich ergebende Signifikanz zeigte einen p-Wert von  $p \leq 0,001$  (Kolmogorov-Smirnov-Test).

Der angewandte Mann-Whitney-U-Test zeigte eine asymptotische Signifikanz von 0,713.

### 5.1.2 Darstellung der Rotationsänderung



**Abbildung 15:** Rotationsänderung der Vermessungsquader am Urmodell

Die Stichprobe am Urmodell ohne Veränderung wies einen Mittelwert von  $0,01^\circ$  und eine Standardabweichung von  $0,01^\circ$  auf. Nach Abschrauben und Reposition ergab sich ein Mittelwert von  $-0,09^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $0,22^\circ$ . Hier zeigte der Mann-Whitney-U-Test eine asymptotische Signifikanz von 0,005.

### 5.1.3 Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der X-Achse

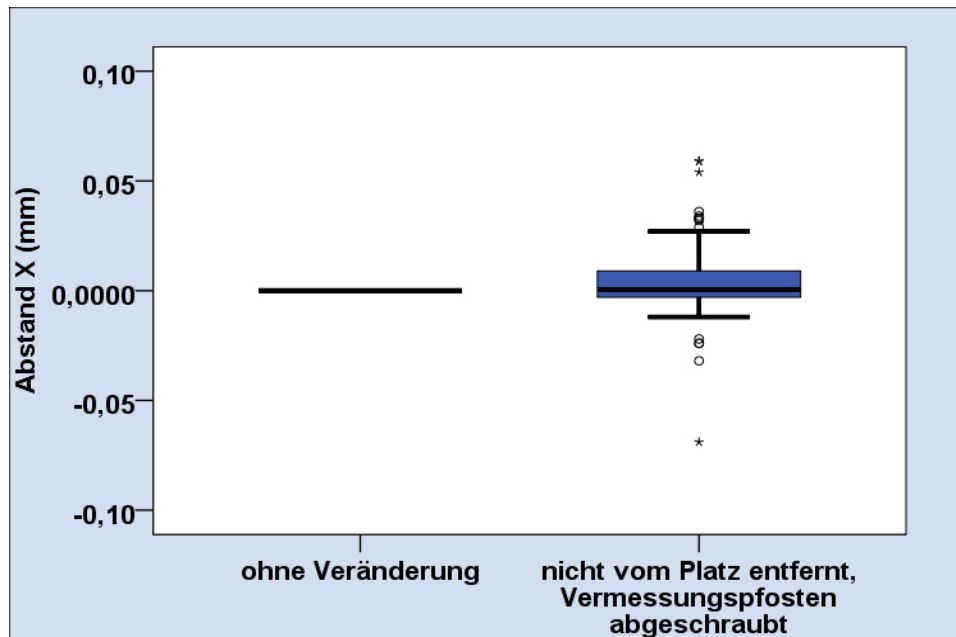


Abbildung 16: Räumliche Verschiebung entlang der X-Achse

Als die beiden Messmethoden, die am Urmodell vorgenommen wurden, auf Abweichungen der X-Achse des Koordinatensystems hin untersucht wurden, so zeigte [Abbildung 16](#) einen Wert, der gegen Null bei der Messmethode ohne Veränderung ging, die zweite Messtechnik wies einen Mittelwert von 0,004mm auf, es bestand eine Standardabweichung von 0,019mm. Der Wilcoxon-Test wies eine asymptotische Signifikanz von 0,179 auf.



#### 5.1.4 Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der Y-Achse

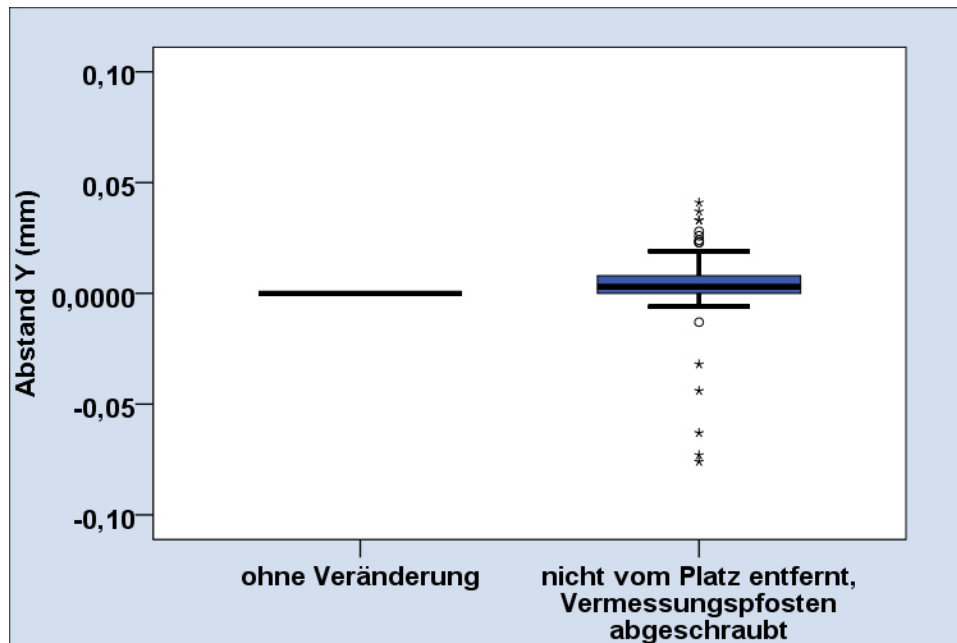


Abbildung 17: Räumliche Verschiebung entlang der Y-Achse

Beim Vergleich beider Messverfahren am Urmodell die Y-Achse betreffend zeigte sich ein Nullwert der Messmethode ohne Veränderung.

Der Mittelwert der Abweichung lag bei den zuvor abgeschraubten und wieder reponierten Vermessungsquadranten bei 0,002mm, es ergab sich eine Standardabweichung von 0,02mm. Der Wilcoxon-Test zeigte eine hoch signifikante Abweichung von  $p \leq 0,001$  an.

### 5.1.5 Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der Z-Achse

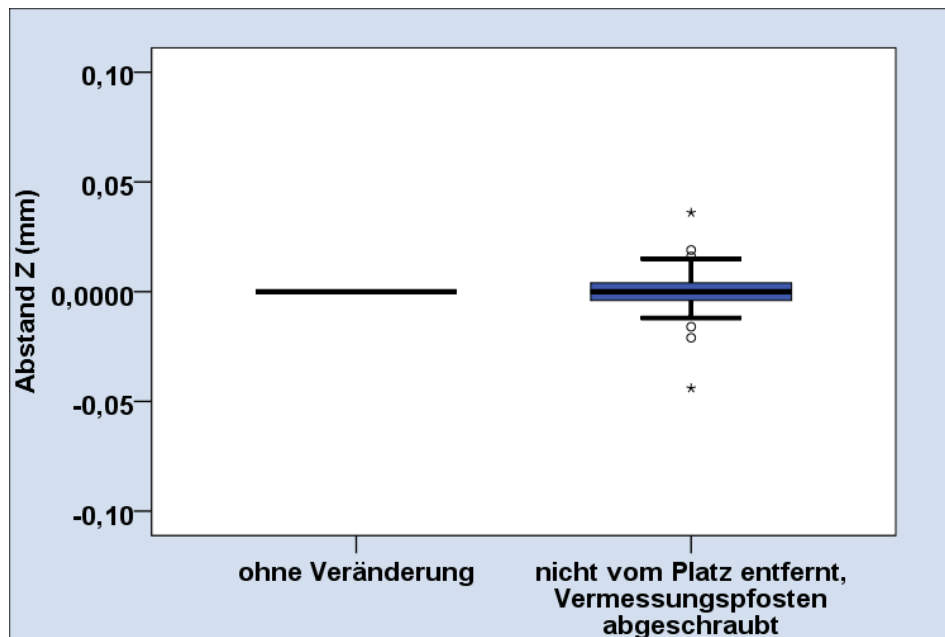


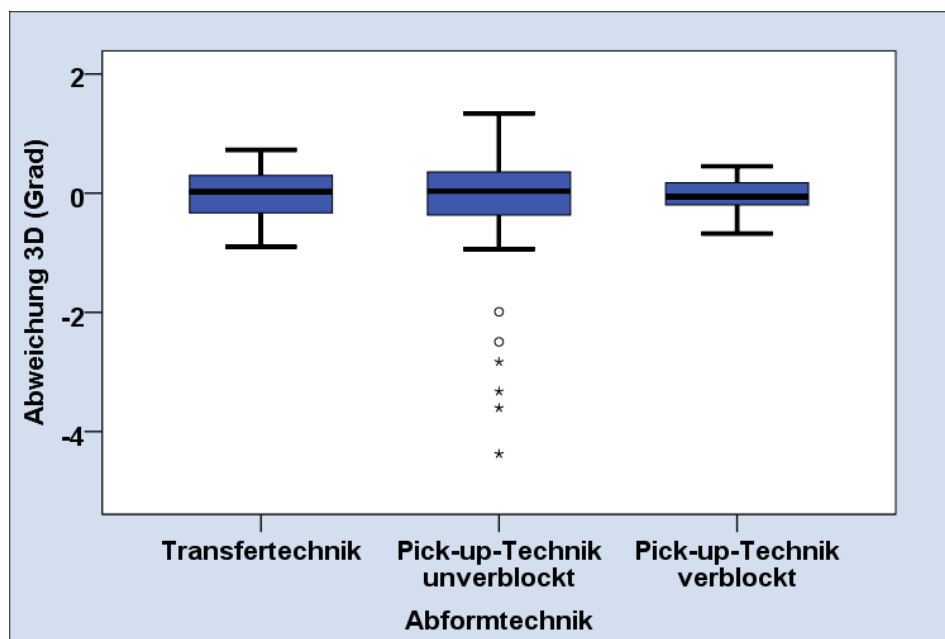
Abbildung 18: Räumliche Verschiebung entlang der Z-Achse

Die Messmethode ohne Veränderung wies einen Nullwert auf. Bei den Abweichungen in Z-Achsen-Richtung ergab sich ein Mittelwert von 0,0003mm, die Standardabweichung betrug 0,009mm. Die asymptotische Signifikanz zeigte eine nicht signifikante Abweichung von  $p = 0,768$  an.

## 5.2 Vergleich der untersuchten Parameter an den Gipsmodellen

Nachfolgend wurden die Unterschiede zwischen den einzelnen Abformmethoden anhand der untersuchten Neigungs-, Rotationsänderung und der Verschiebung der Implantatachsen im dreidimensionalen Raum anhand von Graphiken illustriert.

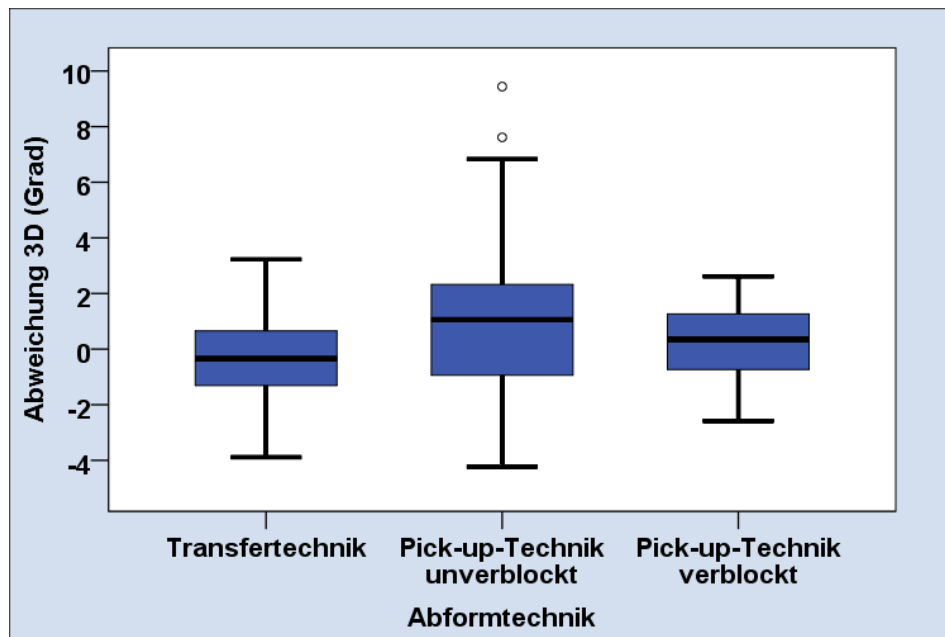
### 5.2.1 Darstellung der Neigungsänderung



**Abbildung 19:** Neigungsänderung der Vermessungsquader innerhalb der 3 untersuchten Abformmethoden

Der Mittelwert der unverblockten Pick-up-Technik lag bei  $-0,22^\circ$  und wies eine Standardabweichung von  $1,10^\circ$  auf. Dabei traten Extremwerte von bis zu  $-4,37^\circ$  in der Änderung des Neigungswinkels auf. Die Transfertechnik und die verblockte Pick-up-Technik hingegen hatten Mittelwerte von  $-0,27^\circ$  und  $-0,39^\circ$  bei Standardabweichungen von  $0,41^\circ$  (Transfertechnik) und  $0,27^\circ$  (verblockte Pick-up-Technik). Dabei ließ die graphische Darstellung eine stärkere Streuung der Werte bei der Transfertechnik gegenüber der verblockten Pick-up-Technik erkennen. Der Kruskal-Wallis-Test dokumentierte mit  $p = 0,729$  nicht signifikante Abweichungen.

### 5.2.2 Darstellung der Rotationsänderung



**Abbildung 20:** Rotationsänderung der Vermessungsquader innerhalb der 3 untersuchten Abformmethoden

Die unverblokte Pick-up-Technik zeigte bei einem Mittelwert von  $1,17^\circ$  und einer Standardabweichung von  $2,76^\circ$  im Vergleich die größte Streuung der Werte. Die Transfertechnik hatte ihren Mittelwert bei  $-0,26^\circ$  und eine Standardabweichung von  $1,52^\circ$ . Die geringste Streuung wies die verblockte Pick-up-Technik auf. Hier lagen Werte von  $0,13^\circ$  (Mittelwert) und  $1,29^\circ$  (Standardabweichung) vor. Der angewandte Kruskal-Wallis-Test gab eine sehr signifikante Abweichung ( $p \leq 0,01$ ) aus.

## 5.2.3

## Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der X-Achse

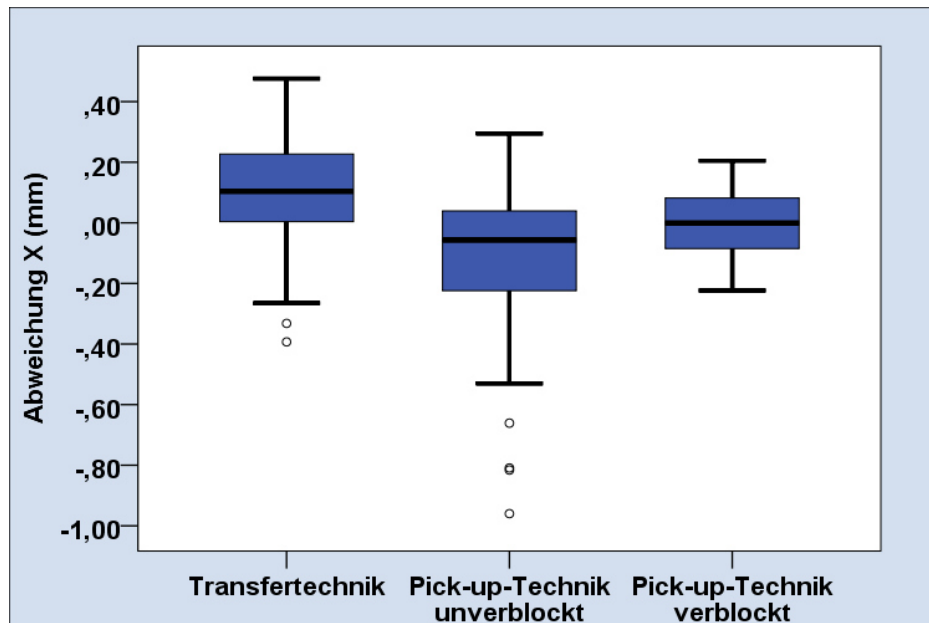


Abbildung 21: Räumliche Abweichung der drei Abformverfahren entlang der X-Achse

Die Abweichungen der Gipsmodelle vom Urmodell auf der X-Achse waren alle nicht normalverteilt. Die größte Abweichung ließ sich bei der unverblochten Pick-up-Technik mit einem Mittelwert von -0,1144mm finden, gefolgt von der Transfertechnik mit 0,1063mm, die geringste Abweichung wies die verblockte direkte Technik mit einem Mittelwert von -0,0042 vor. In eben dieser Reihenfolge lagen auch die Standardabweichungen der getesteten Abformverfahren mit 0,254mm, 0,18mm und 0,11mm. Dabei traten Maximalwerte von 0,2mm Abweichung bei der verblockten direkten Technik, 0,48mm bei der Transfertechnik und bis zu 0,96mm bei der unverblochten direkten Technik auf. Damit lagen im Vergleich (Mann Whitney-U-Test) hoch signifikante bzw. sehr signifikante (Pick-up-Technik verblockt *versus* unverblockt) Abweichungen in den Resultaten vor.

#### 5.2.4 Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der Y-Achse

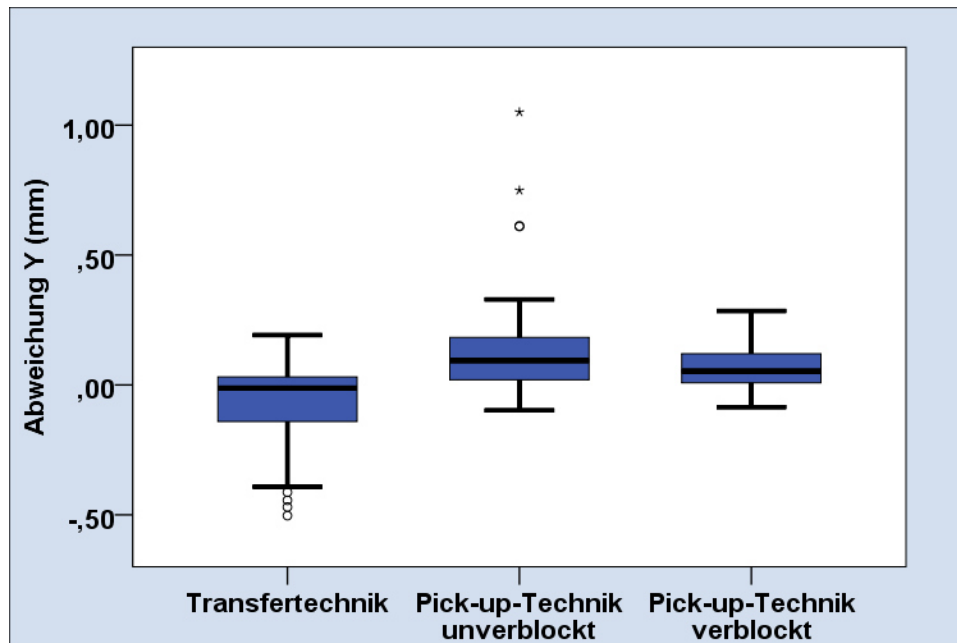


Abbildung 22: Räumliche Abweichung der drei Abformverfahren entlang der Y-Achse

Abbildung 22 stellt die Abweichungen entlang der Y-Achse der einzelnen Abformmethoden im Verhältnis zum Urmodell dar. Die unverblokte Pick-up-Technik hatte einen Mittelwert von 0,136mm und eine Standardabweichung von 0,184mm. Die Transfertechnik hatte einen Mittelwert von -0,076mm bedingen und eine Standardabweichung von 0,154mm. Deutlich geringer fiel der Mittelwert von 0,068mm und die Standardabweichung von 0,079mm bei der verblokten Pick-up-Technik aus. Diese Technik zeigte auch die geringsten Maximalwerte mit 0,29mm, gefolgt von der Transfertechnik mit 0,5mm und der unverblokten Pick-up-Technik mit 1,05mm. Die Werte zeigten keine Normalverteilung. Die Unterschiede sind entweder hoch oder sehr signifikant im Vergleich (Mann-Whitney-U-Test).

## 5.2.5

## Die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der Z-Achse

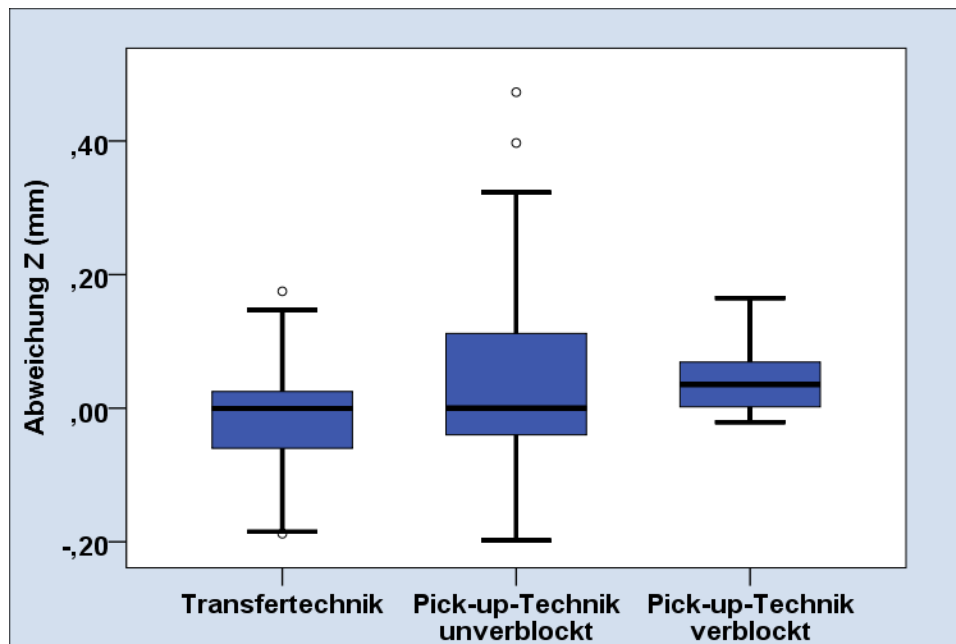


Abbildung 23: Räumliche Abweichung der drei Abformverfahren entlang der Z-Achse

Der Mittelwert der unverblockten Pick-up-Abformung lag bei 0,039mm, der Transfertechnik bei -0,014mm und der verblockten Pick-up-Technik bei 0,041mm. Standardabweichungen waren 0,072mm (Transfertechnik), 0,134mm (unverblockte Pick-up-Technik) sowie 0,042mm (verblockte Pick-up-Technik). Es ergaben sich die Maximalwerte von 0,19mm bei der Transfertechnik, 0,47mm bei der unverblockten Pick-up-Technik und 0,16mm bei der verblockten Pick-up-Technik. Im Vergleich (Mann-Whitney-U-Test) unterscheiden sich Transfer- und Pick-up-Technik unverblockt gegenüber der verblockten Pick-up-Technik hochsignifikant. Der Vergleich (Mann-Whitney-U-Test) zwischen Transfer- und unverblockter Pick-up-Technik ergab einen nicht signifikanten Unterschied, der p-Wert betrug 0,052.

### **5.3 Zusammenfassung und Schlussfolgerungen**

Die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde mittels der relativen Abweichungen vorgenommen, die Differenzen resultierten aus den Änderungen zwischen untersuchtem Urmodell und Gipsmodellen. Die Ergebnisse zeigten eine klare Reihenfolge in der Präzision und Dimensionsstabilität der drei verwendeten Abformverfahren:

In den drei Messungen zur Neigungsänderung, Rotationsänderung und Verschiebung des Implantatmittelpunkts im dreidimensionalen Raum erreichte die verblockte Pick-up-Technik die -auf das Urmodell bezogen-, genauesten Werte. An dieser Stelle interessant konnte die Transfer-technik die zweitbesten Ergebnisse liefern, die unverblockte Pick-up-Abformung erreichte, auch durch viele Extremwerte und Ausreißer bedingt, die ungenaueste Annäherung an das Urmodell.

Die eingangs formulierte Nullhypothese musste an dieser Stelle verworfen werden, da alle Abformmethoden sich im Vergleich entweder hochsignifikant oder sehr signifikant unterschieden.



## 6 Diskussion

### 6.1 Diskussion der eigenen Methode

Die vorliegende Untersuchung beschäftigt sich mit einer Fragestellung aus dem Praxisalltag. Wichtig in der Formulierung der Fragestellung sollte vor allem die klinische Reproduzierbarkeit der Methodik als auch der aus der Untersuchung gewonnene Nutzen für jeden prothetisch behandelnden Kollegen sein.

Die verblockte direkte Abformung mit Trennung der Verblockungsstege und erneutem Verkleben im Patientenmund kurz vor Abformung wird seit über 15 Jahren erfolgreich zur Versorgung von komplexen implantatprothetischen Rehabilitationen in der *Privatzahnklinik Schloss Schellenstein GmbH* in Olsberg-Bigge unter Oberarzt Dr. Friedrich-Wilhelm Pape eingesetzt.<sup>89</sup> Um die bislang nur empirisch vorliegenden positiven Erfahrungen auch wissenschaftlich zu untersuchen, wurde der Vergleich mit den beiden anderen gängigen Abformverfahren der Transfertechnik und der unverblockten direkten Abformmethode gesucht. Um die Techniken untereinander vergleichbar zu machen, wurde die zu Grunde liegende Fragestellung nur auf die Variable der Abformverfahren ausgerichtet, alle weiteren Einfluss nehmenden Faktoren wie Abformmaterial, Gips, Abformlöffel, Anmischverfahren, *etc.* sollten daher konstant bleiben. Für jede Konstante wurde ein Material bzw. eine Vorgehensweise übernommen, die sowohl wissenschaftlich sehr gut dokumentiert ist als auch die maximal erreichbare Präzision im Abformungsprozess garantierte.

Besonders für die Wahl des Abformmaterials lagen bereits mehrere Studien vor, die keine signifikanten Unterschiede in der Abformgenauigkeit der verschiedenen Materialien untereinander feststellten.<sup>28,110,111</sup> Es blieb daher anzunehmen, dass die Abformmethode gegenüber dem verwendeten Abformmaterial einen viel größeren Einfluss auf die Dimensionstreue nimmt, was in dieser Arbeit eindeutig belegt werden konnte.

Um dem hohen Anspruch einer *in vitro* Studie gerecht zu werden, wurde vor Studienbeginn mit freundlicher Unterstützung der *Privatzahnklinik Schloss Schellenstein* ein zahnloses Gipsmodell eines Patienten übernommen, welches vor allem das Einschlusskriterium der Abnehmbarkeit der verblockten Abutments nach Abbinden des Abformmaterials im Abformlöffel erfüllen musste. Damit ist die vorliegende Untersuchung im Hinblick auf die Verblockung

der Abformpfosten auch primär nur auf die Fälle anwendbar bzw. übertragbar, die über eine gewisse Angulation und Divergenz der Implantate zueinander nicht hinausgehen und eine Entfernung in toto aus dem Patientenmund ermöglichen.

Um ein abrasionsstabiles und belastbares Ausgangsmodell nutzen zu können, wurde das Gipsmodell in einen Modellkunststoff überführt. Die Implantatpositionen wurden exakt übernommen und nicht wie in anderen Studien Laboranalogue<sup>4,6,81</sup>, sondern *Xive® S* Implantate verwendet. Das so fertig gestellte Urmodell spiegelte damit eine klinische intraorale Situation des Oberkiefers wider mit mehreren Implantaten, die nach Sinusbodenelevationen vor allem aus chirurgischen Gesichtspunkten in den Oberkiefer eingebracht worden waren und dementsprechend eine unterschiedliche Divergenz untereinander und Angulation zum Alveolarfortsatz aufwiesen. Hier bestand der Vorteil, dass ein echtes Patientenmodell die Übertragbarkeit in den Praxisalltag und auch die Relevanz der Ergebnisse erhöhte.

Bei der Durchführung der Abformungen und der Modellherstellung wurden standardisierte Bedingungen eingehalten. Den Gebrauchsinformationen entsprechend wurden die verwendeten Materialien nur nach Herstellerangaben eingesetzt. Alle Modelle wurden unter denselben Laborbedingungen angefertigt, wobei die Temperatur und auch die Luftfeuchtigkeit zur Vermeidung von Fehlerquellen in der Verarbeitung stets konstant gehalten wurden.<sup>26</sup> Bei der Modellherstellung wurden nur Neuteile eingesetzt. Musste eine Abformung wiederholt werden, so wurden neue Abformpfosten, Halteschrauben, Transferkappen und Implantatanalogue verwendet. Um vor allem den ausgeübten Druck auf den Abformlöffel während der Abformung zu normieren sowie eine reproduzierbare, korrekte Löffelausrichtung sicherzustellen, wurde eine Abformvorrichtung gebaut. Die korrekte Löffelausrichtung stellte die ausreichende Schichtstärke des Abformmaterials am Löffelrand sicher, damit Stauchungseffekte sicher vermieden werden konnten. Die Löffelposition konnte dank des flexiblen Frästisches für die beiden verwendeten Abformlöffel (konfektioniert für die Transfertechnik und individuell für die Pick-up-Technik) problemlos angepasst werden. Wie weit der Abformlöffel über das Urmodell bei der Abformung griff, konnte über die Gewindeschrauben an der Stellplatte millimetergenau eingestellt werden. Die Abstandshalter aus Acryl verhinderten zuverlässig eine ungleichmäßige Druckbelastung, die in der Literatur ausschlaggebend für ungenauere Ergebnisse diskutiert wird.<sup>46,112</sup> Die Anmischung des Abformmaterials erfolgte über das *Pentamix-2*-Anmischgerät, welches für jede Abformung immer eine optimale Durchmischung garantierte, die mit einer manuellen Spateldurchmischung nicht erreicht werden.<sup>116,60</sup> Die Anzahl der Abformungen orientierte sich an ähnlichen Studien, wobei mit 10 Abformungen ein Mittel-

maß zwischen den Studien mit sehr wenigen Abformungen von 5 und sehr vielen Abformungen von bis zu 15 pro untersuchter Abformmethode gefunden werden konnte.<sup>50,53,6,8,29,38</sup> Bei der Anfertigung des individuellen Löffels wurde auf die gleichmäßige Schichtstärke des Abformmaterials ebenso wie auf die Verwindungssteifigkeit geachtet. Um den einwirkenden Kräften von mehreren Abformvorgängen standzuhalten, wurden 2 Platten *SUNTRAY*<sup>®</sup> zur Stabilisierung übereinander gelegt, um das Risiko einer Fraktur zu minimieren. Ein Polyether wurde auf Grund der angulierten Implantatanordnung auf dem Urmodell gewählt, hier wurden neben der Studienlage (siehe [Kapitel 2.2.3](#)) auch die hervorragenden Eigenschaften im klinischen Praxisalltag berücksichtigt. In der Literatur gibt es zu diesem Gesichtspunkt die Meinung, dass die irreversibel-elastischen Abformmaterialien, hier besonders das A-Silikon und das Polyether, im Vergleich keine signifikanten Abweichungen der Ergebnisse bei der Übertragung der Implantatpositionen vom Urmodell auf das Gipsmodell liefern.<sup>42,112</sup> Ein interessanter, weiterführender Versuchsaufbau wäre an dieser Stelle sicherlich der Vergleich eines Polyethers mit einem A-Silikon unter Verwendung der geschienten Pick-up-Abformung, wobei obiger Versuchsaufbau beibehalten würde und sich nur die Variable „Abformverfahren“ in die Variable „Abformmaterial“ verändern würde.

Bei der Wahl der geeigneten Messmethode muss bedacht werden, wann und wie Unterschiede im Abformungsprozess dargestellt werden können. So ist es möglich, die hergestellten Abformungen mit einem Projektor oder einem Scanner zu vermessen, die Modelle mit einem Dehnungsmessgerät oder einer 3D-Koordinatenmessmaschine indirekt zu vermessen oder mit einer hergestellten Suprakonstruktion den passiven Sitz direkt zu überprüfen. In den meisten Studien wurden Gipsmodelle hergestellt, die dann mit einem taktilen oder optischen Abtastverfahren vermessen wurden.<sup>6,7,38,73</sup> Die indirekte Vermessung ist deshalb vorzuziehen, weil sie erst nach den ersten beiden sehr wichtigen Schritten in der Herstellungskette von Zahnersatz angewendet wird: Nach der Abformung und nach der Modellherstellung. Materialimmanente Fehler wie die Gipsexpansion wie auch verfahrenstechnische Fehler wie ein falsches Mischungsverhältnis von Gipspulver zu Wasser oder eine unkorrekte Anmischzeit werden bei dieser Messung mit abgebildet und sind daher viel aussagekräftiger, als würde nur die Abformung allein vermessen. Eine weitere Schwierigkeit ist die Vermessung von elastisch-plastischen Massen, die erschwerenderweise nur als Negativform des eigentlichen Urmodells vorliegen würden. Das Abtasten mit einer Tastkugel würde in diesem Falle unbrauchbare Ergebnisse liefern. Vorstellbar wären daher nur optische Vermessungsverfahren, wie sie Bergin *et al.* im Jahre 2013 untersucht haben.<sup>15</sup>

Im Vergleich der beiden Messreihen mit dem Urmodell, konnten Abweichungen von 4µm auf der X-Achse, 2 µm auf der Y-Achse und sogar 0,3µm auf der Z-Achse je für die zweite Messreihe, bei der die Abformpfosten zuvor abgeschraubt worden waren, neu reponiert und dann wieder vermessen wurden, ermittelt werden. Signifikante Unterschiede wurden vor allem in der Rotationsänderung ermittelt, ein Umstand, der sich auch in dem Wert der Y-Achsen-Verschiebung präsentiert. Da in der vertikalen Dimension keine signifikanten Abweichungen auftraten, scheint das Problem in der Passung des internen Hexagons des Implantates bzw. der dazu korrelierenden Flächen des Abutments zu liegen. Ob hier ein systemimmanenter Fehler vorliegt, kann nicht ausgeschlossen werden, da auch die Gipsmodelle in der Rotationsänderung signifikante Unterschiede zeigten. Die Abweichungen der drei Abformverfahren jeweils zum Urmodell hin zeigten für die Transfertechnik 106µm auf der X-Achse, 76 µm auf der Y-Achse und 14µm auf der Z-Achse. Für die unverblokte direkte Abformung wurden Abweichungen von 114µm auf der X-Achse, 136µm auf der Y-Achse und 39µm auf der Z-Achse vorgefunden. Die Abweichungen der verblockten direkten Abformungen zeigten 4µm auf der X-Achse, 68 µm auf der Y-Achse und 41µm auf der Z-Achse. Zu berücksichtigen ist allerdings, dass die obigen Werte durchweg Mittelwerte sind. Labortechnisch mag es daher angehen, dass für die verblockte direkte Abformung mittlere Werte vorgefunden werden, die unter den geforderten Maximalwerten für eine noch spannungsfrei sitzende Suprakonstruktion liegen. Allerdings zeigen hier auch die Maximalwerte von über 1mm Abweichung der unverblokten direkten Abformtechnik, dass modellbedingt deutlich größere Schwankungsbreiten der Werte vorliegen können. Im klinischen Alltag ist daher eine in allen drei Ebenen annehmbare Abformung und Modellherstellung eher eine Seltenheit. Studien zeigten größere Verschiebungen in der horizontalen Ebene (X- und Y-Achse), allerdings scheint die vertikale Verschiebung (Z-Achse) beim Auftreten von Vorbelastungen auf das Implantat eine größere Rolle zu spielen.<sup>57</sup> Die Halteschraube des Abutments bekommt über die Z-Achse höhere Ermüdungskräfte, die letztlich zur Schraubenfraktur oder dem Verlust der Halteschraube führen können.<sup>76</sup> Die vorliegende Studie zeigte in der vertikalen Verschiebung Durchschnittswerte von 39-134µm. In einem Bereich ab 50µm würde es dann mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit über längere Zeit zu Ermüdungsbrüchen der Schrauben bzw. deren Verlust kommen. Aus diesem Grund ist die unverblokte Pick-up-Abformung für die Abformung von mehreren angulierten Implantaten nicht geeignet, da hier im Vergleich die höchsten Abweichungen auftraten.

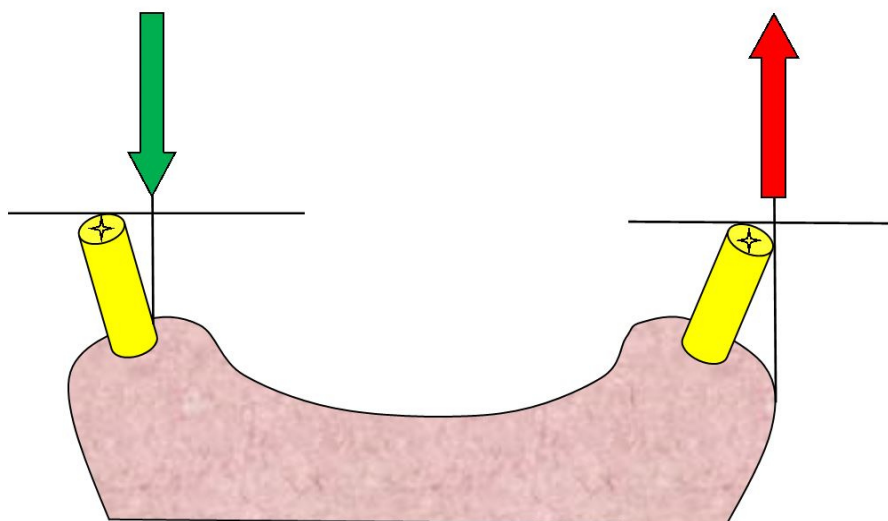
Letztlich bleibt nur eine gewisse Annäherung an tolerierbare Abweichungen, die jedoch wie in diesem Fall stark abhängig sind von der angewandten Abformmethode. Sie gelingen mit einer Verblockung der Abformpfosten im Durchschnitt jedoch eher.

Um eine Aussage zur generellen Übertragbarkeit der angewandten Abformtechniken auf intraorale Situationen treffen zu können, reichen die gewonnenen Daten der vorliegenden Studie allerdings nicht aus. Hier hätten mehrere Patienten mit unterschiedlichen Implantatkonfigurationen und Implantatsystemen untersucht werden müssen. Wenn man bedenkt, dass die Kosten zur Herstellung eines Gipsmodells in der Tat bei ca. 2000 Euro liegen (Abformmaterial, Prothetikkomponenten, Vermessungsquader, verfügbare Zeit), so kann dieses eine Einzelstudie an dieser Stelle nicht leisten.

## 6.2 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien

Die Zahl der Implantatinserktionen in Deutschland hat in den letzten Jahren deutlich zugenommen, damit auch die Anzahl von Komplexversorgungen des Oberkiefers, wo gerade die zentripetale Schwindung des Oberkiefers meist nur eine angulierte Implantation zulässt.

Die Schwierigkeit der prothetischen Versorgung solcher komplexen Restaurationen liegt in den abgewinkelten Positionen der Implantate. Hier wirken auf die unterschiedlich gekippten Abformpfosten einerseits die durch das Anbringen des mit Abformmaterial gefüllten Abformlöffels auftretenden nicht-axialen Druckkräfte von oben ein. Andererseits entstehen beim Abnehmen der abgebundenen Abformung wiederum nicht-axiale Zugkräfte ([Abbildung 24](#)).



**Abbildung 24:** Nicht-axiale Kräfte beim Aufsetzen des Abformlöffels (grün) und Abzug des Löffels (rot) bei angulierten Abformpfosten

Viele Studien, die keinen Unterschied zwischen verblockten und nicht verblockten Abformpfosten ausmachen konnten, hatten jeweils parallel zueinander ausgerichtete Implantate und Abformpfosten.<sup>49,45,29</sup> Somit trafen die entstehenden Abformkräfte in Achsenrichtung auf die Implantate auf.

DEL ACQUA *et al.* ordneten im Versuchsaufbau die Implantate parallel zueinander an. Dieses geschah mit der Begründung, dass „je größer die Divergenz der Analoge zueinander würde, desto unpräziser würde die Abformung“. Um diesen „Faktor zu minimieren“, wären daher die Implantate parallel in das Urmodell eingesetzt worden. ASSUNCAO *et al.* konnten allerdings schon 2004 zeigen, dass die verblockte offene Abformtechnik in Kombination mit angulierten Abformpfosten präzisere Ergebnisse lieferte. Dieser Umstand der Verbesserung der Präzision einer verblockten Abformung bei gekippten Abformpfosten sollte daher im Versuchsaufbau Berücksichtigung finden, um dimensionsstabile Abformungen zu erhalten.<sup>29,8</sup>

HSU und Mitarbeiter sahen die Verblockung der Abformpfosten intraoral vor Abformung als Möglichkeit an, die möglicherweise auftretenden Rotationsänderungen der Implantatachsen zu minimieren. Die Studie wurde mit verschiedenen Verfahren der Verblockung vorgenommen, unter Anderem, um eine Aussage zur Polymerisationsschrumpfung des eingesetzten Verblockungskunststoffes zu treffen. So wurde das Verfahren des Umwickelns mit Zahnseide und ohne spätere Trennung mit dem des späteren Trennens und erneutem Verblocken mit einer geringen Menge *Duralay*-Kunststoff gegenüber gestellt. Aus den nicht-signifikanten Unterschieden der Resultate einerseits im Hinblick auf das Verblocken, andererseits im Durchmesser und der Menge des verwendeten Kunststoffes folgerte Hsu damit auf die Irrelevanz obiger Umstände.<sup>49</sup>

Dabei hatten schon MOON *et al.* im Jahre 1978 auf die zunehmende Ungenauigkeit bei zunehmender *Duralay*-Kunststoffmasse, aller Wahrscheinlichkeit nach durch die Polymerisationsschrumpfung hervorgerufen, hingewiesen.<sup>77</sup> Diese Beobachtung konnten auch MOJON *et al.* in ihrer Studie vornehmen, sie stellten fest, dass bereits 80% der Polymerisationsschrumpfung von insgesamt 7,9% innerhalb der ersten 17 Minuten stattfinden.<sup>78</sup>

HOLST *et al.* kritisierten die zeitraubende Verblockung, wobei die verblockten Modelle 24 Stunden lang ruhen sollten, bevor man die Abformung nimmt. Ebenfalls war ihr Argument zu berücksichtigen, dass ab einer gewissen Divergenz der Abformpfosten die verblockte direkte Methode auf Grund der nicht mehr ablösbaren Pfosten auf den Implantatkörpern unbrauchbar würde. Allerdings benutzten die Autoren auch in dieser Studie wiederum parallel zueinander ausgerichtete Abformpfosten.<sup>48</sup>

In Anlehnung an [Abbildung 24](#) ist eine völlig parallele Anordnung von mehreren Implantaten im Oberkiefer wegen der anatomischen Gegebenheiten weder sinnvoll noch in allen Einheiten durchführbar. Die leicht angulierte Implantatinserterion in der Oberkieferfront ahmt die natürliche Inklinatation der Frontzahnwurzeln nach. An dieser Stelle würden parallel angeordnete Implantate zwangsläufig bei gerader Ausrichtung der Abutments eine Reklination der Frontzähne zur Folge haben. So zeigen Fernröntgenseitenbilder von inserierten Implantaten sehr schön die Imitation der Angulation eines natürlichen Zahnes.<sup>14</sup> Würden abgewinkelte Abutments auf parallel angeordneten Implantaten verwendet, wie sie von vielen Implantatfirmen in ihren prothetischen Sortimenten angeboten werden, so würde eine dauerhafte, nicht-axiale Kaukraftverteilung der Abscher- und Abbeißkräfte installiert. Des Weiteren müssten zur Insertion von identisch parallel zueinander angeordneten Implantaten Bohrschablonen mit aufwendigen Parallelisierungstechniken Anwendung finden, eine saubere manuelle Implantatinserterion wäre nicht denkbar.

Unbestritten dabei ist die schlechtere Präzision geneigter Abformpfosten bzw. Implantate gegenüber rein parallel zueinander stehenden Implantaten.<sup>102</sup> Untersuchungen von LEE *et al.* wiesen darauf hin, dass ein Unterschied zwischen der Angulation der Abformpfosten in Abhängigkeit zur Abformmethode besteht. Interessanterweise fanden die Autoren bei 30° geneigten Implantaten höhere Abweichungen im Gipsmodell als bei 40° geneigten Implantaten.<sup>66</sup> Die Autorengruppe um JO *et al.* konnte demgegenüber zeigen, dass bei gering geneigten Implantaten bis zu 10° keine signifikanten Unterschiede zur parallel gestellten Kontrollgruppe existierten.<sup>58</sup> Auch ASSUNCAO *et al.* stellten 2010 fest, dass Implantatneigungen von unter 10° und über 35° nicht signifikante Unterschiede lieferten, allerdings eine Implantatinklinatation von 25° schlechtere Ergebnisse in der Wiedergabequalität mit sich brachte.<sup>10</sup> Damit scheint sich der klinisch relevante Bereich einer wesentlichen Veränderung der Abweichungen bei Implantaten im Bereich zwischen 10-30° abzuspielen, ein Umstand, der bei den nicht signifikanten Abweichungen von CHOI *et al.* und auch LEE *et al.* eine Rolle gespielt haben mag, denn beide Autoren nutzten eine Angulation von 8° bzw. 10° in ihren Untersuchungen.<sup>24,69</sup> Übertragbar auf eine multiimplantäre Abformung heißt dieses, dass, sobald das Einschlusskriterium der Abnehmbarkeit in toto bei geneigten Abformpfosten zutrifft, auch immer mit einer Abweichung der Abformpfosten zu rechnen ist, da sich einzelne Implantate meistens in einem Angulationsbereich mit klinischer Relevanz von 10° bis 30° befinden. Rein parallele Implantate in einer multiplen Implantatabformung sind der Laborstudie vorbehalten, die Dinge eher vereinfacht darstellen möchte, indem z.B. bewusst die auftretenden nicht-

axialen Abformungskräfte außer Acht gelassen werden, einen Anspruch auf eine realitätsnahe Darstellung können diese Studien allerdings nicht erheben. Das Problem der zeitintensiven Verblockung wurde bereits auch von anderen Autoren angesprochen, so befürworteten IVANHOE *et al.* bereits 1991 mehr unbewusst als bewusst die Trennung der verblockten Abformpfosten vor Abformung, allerdings nicht aus Gründen der Minimierung von Polymerisationsschrumpfungen, sondern mit dem Argument der Zeitersparnis. Sie stellten die Technik der Verblockung mit Trennung durch eine dünne Separierscheibe und anschließender Neuverklebung mit einer geringen Menge Kunststoff als sehr patientenfreundlich und schnell vor.<sup>55</sup> Ein weiteres Verfahren zur schnellen Verblockung zeigten DUMBRIGUE *et al.* 2000 auf. So sollte durch die vorherige Produktion von Kunststoffstangen das zeitaufwendige Verbinden der einzelnen Pfosten schneller verlaufen, indem vorgefertigte Stangen so gekürzt wurden, dass sie zwischen die Abformpfosten passten und mit einer nur geringen Menge Kunststoff an den Pfosten verklebt werden mussten.<sup>32</sup> Vorteile dieser Methode sind einerseits konstant große Verbindungen, andererseits werden durch die zuvor ausgehärteten Stangen die Polymerisationsschrumpfungen des Kunststoffes gering gehalten. In vielen anderen Studien wie auch in der vorliegenden Arbeit wurden die Verbindungen vor Abformung mittels hauchdünner diamantierter Separierscheibe getrennt und mindestens 17 Minuten vor Abformung mit einer sehr geringen Menge Kunststoff erneut zusammengefügt, um das Maß an Schrumpfung und damit das Auftreten von unerwünschten Kräften auf ein Minimum zu reduzieren.

Was für die Parallelität der eingebrachten Implantate gilt, gilt ebenso für die Anfertigung und Gestaltung der jeweiligen Urmodelle, mittels derer Abformtechniken und/oder Abformmaterialien getestet werden sollen. Bei der Überprüfung „des Urmodells in Abhängigkeit zum Präparationswinkel“ verwendeten FENSKE *et al.* einen Versuchsaufbau, welcher aus einer Edelstahlplatte mit drei aufgesetzten, je 3mm starken Messingformen bestand und höchstens als nur eine rudimentäre Nachahmung eines tatsächlichen Kiefers fungieren konnte. Ein direkter Vergleich zu einem natürlichen Zahn oder einem Kiefer ist höchstens in Ansätzen gegeben, eher ähnelte das verwendete Modell einem Prüfkörper aus der Industrie.<sup>36</sup> Rückschlüsse auf die tatsächlichen Abläufe lassen sich daher deutlich schwerer ziehen, die Übertragbarkeit der so gewonnenen Messdaten und Ergebnisse auf eine konkrete Abformsituation lässt sich nicht verifizieren. Im Gegensatz dazu zeigten andere Studien ein größeres Bemühen bei der Simulation einer klinischen Umgebung. So verwendeten BAMBINI *et al.* in ihrer Studie 2005 zur Überprüfung der Genauigkeit von direkten und indirekten Abformverfahren einen zahnlosen Unterkiefer - in Kunststoff ausgegossen-, als Referenzmodell.<sup>12</sup>



Es sind nicht nur Faktoren wie eine möglichst anatomisch korrekte Darstellungsform, auch physiologische Komponenten müssen berücksichtigt werden. Alle *in vitro* Studien sind demnach unter trockenen Bedingungen durchgeführt, alle Abformungen ohne weitere Beanspruchung durch Wärme und Feuchtigkeit - wie sie im oralen Milieu vorherrschen -, zustande gekommen. KONIARIS untersuchte 1999 dazu in seiner Dissertationsschrift das Verhalten verschiedener Abformmaterialien unter Feuchtigkeit und stellte fest, dass die Wiedergabequalität eines hydrophoben Abformmaterials unter Feuchtigkeit negativ beeinflusst wird, allerdings wiesen auch andere Materialien wie Polyether durchweg schlechtere Ergebnisse auf, als dies unter trockenen Laborbedingungen möglich gewesen wäre.<sup>63</sup> Auch die nötige Desinfektion der Abformungen vor Modellherstellung ließen A-Silikone und Polyether leicht quellen.<sup>90</sup> Anzuraten war, Abformungen, bei denen eine Kontrolle der Feuchtigkeit wenig bis gar nicht möglich erschien, mit einem Polyether durchzuführen, da hier eine höhere Übereinstimmung zwischen Hydrophilie des Materials und der abzuformenden Oberfläche bestand.<sup>97</sup>

Letztlich muss auch der Aufbau eines Implantatsystems in Verbindung mit einem Abformmaterial und einem Abformverfahren berücksichtigt werden. Es konnte bereits festgestellt werden, dass *Impregum* unterschiedlich präzise Ergebnisse bei Verwendung von mehreren Implantatsystemen zeigte.<sup>112</sup> Hier scheint das Implantat-Design zum Schutz vor Rotationssicherung eine Rolle zu spielen. Inwieweit die Verwendung einer internen oder externen Rotationssicherung die Dimensionsstabilität beeinflusst, ließ sich nicht eruieren.

Die in der vorliegenden Studie ausgewerteten Daten korrespondierten mit den Ergebnissen anderer Autoren. Im Vergleich ermittelten DEL ACQUA *et al.* 2008 Durchschnittswerte der absoluten Abweichung zwischen Urmodell und Gipsmodellen von 65-141µm für die Transfer Technik, 38-74µm für die unverblokte direkte Abformung und 82-104 µm für die zuvor verblockten direkten Abformungen.<sup>30</sup> VIGOLO *et al.* erhielten 2003 eine Abweichung von 67-78µm (2004: 43-46µm) für die direkte unverblokte Abformung, für die verblockte direkte Abformung hingegen betrugen die Durchschnittswerte der Abformung 31-33µm (2004: 15-18µm).<sup>106,107</sup> Auch die Resultate von HSU *et al.* beliefen sich bei der direkten nicht verblockten Technik auf horizontale Abweichungen von 50-55µm und auf vertikale Abweichungen von 25-27µm, die mit vorgefertigten Kunststoffstegen geschiente direkte Technik zeigte Werte von 51-66µm in der Horizontalen und 27-36µm in der Vertikalen.<sup>49</sup>

So konnten die gewonnenen Daten der Autoren, die in der Verblockung ebenfalls eine Steigerung der Dimensionstreue eines Urmodells sahen, die Ergebnisse dieser Arbeit untermauern.

Die 2013 erschienene Studie von MARTINEZ-RUS *et al.* ist an erster Stelle zu nennen, da sie, was die Relevanz und die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf eine klinische Situation angeht, am ehesten verwertbare Resultate liefert. Die Autoren verglichen vier unentbehrliche Abformmethoden der modernen Implantatprothetik bei multiplen Implantaten, weiterhin räumten sie dem Phänomen der Angulation von inserierten Implantaten Bedeutung zu. Dazu formten sie auch 30° geneigte Abformpfosten mit einer verblockten direkten Abformung ab. Auch die in der Literatur unzureichend beachtete vertikale Position der Implantate wurde in obiger Studie untersucht durch subgingival inserierte Implantate, die sich in einem klinischen Praxisfall durchaus wiederfinden lassen. In ihrer Studie wurden bis zu 3mm subgingival liegende Implantate vermessen. Die Reihenfolge der einzelnen Abformtechniken im Sinne der Wiedergabequalität des abgeformten Modells stimmte dabei exakt mit der vorliegenden Studie überein. Einzig die metallstift-verblockte Abformung scheint hier noch bessere Werte zu liefern, ein Umstand, den die Autoren auf die Starrheit des Metalls und die sehr geringe Menge an benötigtem Kunststoff, somit also einer fast vollständigen Elimination der Polymerisationsschrumpfung, zurückführten. Interessant ist auch hier die im Vergleich relativ unpräzise direkte unverblockte Pick-up-Technik, die im Ranking den letzten Platz belegte.<sup>73</sup>

Es ist davon auszugehen, dass sich die Abformungen subgingival gesetzter Implantate schwieriger gestalten, vor allem in Kombination einer Abformung mit Polyether. Gerade die anfänglich sehr starke Haftung des Polyethers während der Abformlöffelentnahme kann zum Einreißen subgingivaler Materialfähnchen führen. Sind stark subgingivale Implantate abzuformen, so wurden Abformpfostenverlängerungen empfohlen.<sup>65</sup>

Im Vergleich mit der vorliegenden Arbeit deckten sich zwar die Ergebnisse vorangehender Studie, allerdings ist die Ursache für das Phänomen der schlechten Darstellungsqualität unverblockter direkter Abformungen noch nicht ganz geklärt, zumal in der Vergangenheit andere Autoren eine höhere Wiedergabequalität bei der unverblockten Pick-up-Technik im Vergleich zur indirekten Transfertechnik sahen.<sup>81,12,20,69</sup> Ein Erklärungsansatz wären in diesem Falle wiederum die gekippten Abformpfosten. Die verwendeten Transferkappen aus Plastik verblieben bei der indirekten Abformmethode in der Abformung. Stand ein Implantat in Bezug auf den Boden des Abformlöffels nun gekippt im Abformmaterial, so musste lediglich der geringe Widerstand der Transferkappe überwunden werden, um den Löffel aus dem Mund zu lösen. Dabei auftretende Kräfte wurden durch das Rückstellvermögen des elastischen Materials aller Voraussicht nach ausgeglichen.<sup>70</sup> Verblieben nun allerdings die gesamten Abformpfosten im Abformlöffel, so entstand eine lange Achse vertikal zum Abformpfosten, die wie

ein Hebel gegen das gekippte Implantat arbeitete. Die dabei entstehenden Kräfte wurden in das weichere Abformmaterial abgeleitet, die dort vermutlich zu plastischen Deformationen führten. Die starken Hebelkräfte ließen vermutlich auch auf eine punktuelle Ablösung des Abformmaterials am Rand des individuellen Löffels rückschließen. Sobald sich das Abformmaterial mit dem herausschauenden Abformpfosten vom individuellen Löffel gelöst hatte, lag auch hier eine plastische Deformation vor, die zu den ungenaueren Ergebnissen der unverblochten Pick-up-Technik führte. Nur mit einer Verblockung der Abformpfosten wurde eine rigide Verbindung geschaffen, ein Ausbrechen im dreidimensionalen Raum wurde den Abformpfosten nicht mehr gestattet. Somit konnten die einwirkenden Kräfte einer langen Achse auf das Abformmaterial zuverlässig verhindert werden.

### **6.3 Schlussfolgerung**

Prinzipiell zeigen die Abformungen mit der verblochten Pick-up-Technik im zahnlosen, multipel implantierten Oberkiefer die höchste Übertragungssicherheit im Vergleich zu den Abformungen der beiden anderen Techniken. Ist die verblochte Pick-up-Technik aus verschiedenen Gründen nicht möglich (z.B. Mundöffnungseinschränkung des Patienten lässt keine langen Halteschrauben zu oder eine zu starke Angulation der Implantate lässt keine in toto Abnahme der verblochten Abformpfosten zu), so sollte die Transfertechnik mit immer noch akzeptablen Ergebnissen als Zweitwahl verwendet werden.

Die Ergebnisse dieser Studie korrespondieren mit den Werten aus der Literatur. Viele Studien belegten die eindeutige Überlegenheit einer Verblockung im Falle der multiplen Implantatabformung. Ein noch nicht ganz geklärter Sachverhalt ist hierbei das Material, aus dem die Verblockung bestehen sollte. Es gibt klinische Evidenz dafür, dass erst mit einer rigiden Metallverblockung noch präzisere Ergebnisse erzielt werden.<sup>11,73</sup>

Trotz aller Vergleiche mit anderen Studien muss stets die beschränkte Kompatibilität der Aussagen untereinander berücksichtigt werden, da stets etwas andere Konfigurationen der klinischen Untersuchung im Mittelpunkt standen. In der Vielzahl der Studien wurden parallele Implantate im Unterkiefer verblockt<sup>29</sup>, andere Abformmaterialien untersucht<sup>20</sup>, eine geringere Anzahl an Implantaten verwendet<sup>25</sup>, andere Messverfahren angewandt<sup>4</sup>, wurde ein Urmodell aus Metall als Referenz genutzt<sup>45</sup>, ein anderes Implantatsystem genutzt<sup>18</sup> oder wurden auch nur die horizontalen Abweichungen vermessen<sup>105</sup>. Ebenfalls bleibt zu hinterfragen, ob Studien mit einer geringen Fallzahl von nur vier oder fünf Modellen pro untersuchter Ab-

formmethode tatsächlich wesentliche, klinisch relevante Unterschiede zwischen den einzelnen Methoden wissenschaftlich belegen konnten. Die Informationsqualität kann hier durch eine zu geringe Fallzahlplanung zu falsch positiven oder falsch negativen Ergebnissen führen.  
68,11,105,73

Die Resultate in allen bislang genannten Studien zur Dimensionstreue von multiplen Implantatabformungen lassen den Schluss zu, dass keine der untersuchten Abformverfahren zu einer absolut spannungsfreien Passung einer weitspannigen Suprakonstruktion führt. Dennoch kann durch die standardisierte Abformung unter Einhaltung der Herstellerangaben, Verwendung einer rigiden Verblockung und unter Zuhilfenahme präziser Materialien eine tolerable Passung für den klinischen Praxisablauf gefunden werden.

## 7 Zusammenfassung

Die vorliegende Studie untersucht die Dimensionsstabilität und die Präzision der drei etablierten Abformungsverfahren Transfertechnik (indirekt), unverblockte Pick-up-Technik (direkt) und verblockte Pick-up-Technik (direkt). In diesem speziellen Fall sollten mehrere gewinkelte Implantate unter ansonsten konstanten Bedingungen in ihrer Übertragbarkeit auf ein Labormodell hin überprüft werden.

Dazu wurde ein vorhandenes Gipsmodell eines behandelten Patienten in Kunststoff überführt, von den acht inserierten Implantaten kamen letztlich sechs Implantate zur Vermessung. Die Implantatpositionen lagen in regio 17,15,12,21,23,27. Die Transfertechnik wurde mit konfektionierten Abformlöffeln durchgeführt, bei den direkten Abformmethoden wurden individuelle Löffel genutzt. Als Abformmaterial wurde bei allen Abdrücken Polyether verwendet, für jedes Abformverfahren wurden jeweils zehn Abformungen, die jeweils zu zehn Gipsmodellen ausgegossen wurden, hergestellt. Die indirekte Abformtechnik nutzte Transferkappen, die vor Abformung auf die Abformpfosten rotationssicher aufgesteckt wurden. Die Verblockung der direkten Technik wurde mittels Kunststoff auf einem Arbeitsmodell hergestellt, nach 24 Stunden Lagerung erneut getrennt und mit einer geringen Menge des gleichen Kunststoffes erneut verklebt, nach weiteren 30 Minuten Wartezeit abgeformt. Alle Abformungen wurden standardisiert unter Einsatz einer „Abformmaschine“ vorgenommen. Für jede Abformtechnik wurde eine reproduzierbare Abformlöffel-Urmodell-Konfiguration eingestellt.

Alle angefertigten 30 Gipsmodelle wurden mit einer 3D-Koordinatenmessmaschine vermessen und die Daten mit dem vor Abformungsbeginn vermessenen Urmodell verglichen in den Kategorien Neigungs- und Rotationsachsenänderung sowie der dreidimensionalen Verschiebung im Koordinatensystem.

Die Ergebnisse zeigten signifikante Abweichungen. Die verblockte direkte Abformtechnik erreichte die präziseste Imitation des Urmodells, gefolgt von der Transfertechnik. Die unverblockte direkte Technik erzielte im Vergleich die ungenauesten Werte.

Die Dimensionsstabilität korreliert direkt mit der verwendeten Abformmethode. Die Nullhypothese wurde verworfen, die Verblockung bei multiplen angulierten Implantaten hat eine Verbesserung der Wiedergabequalität eines Gipsmodells zur Folge.

## Summary

The current study analyses the dimensional stability and accuracy of three established impression techniques: the indirect closed tray technique, the unsplinted open tray technique and the splinted open tray technique. In this specific case, various angulated implants were investigated in their transferability to a plaster model under otherwise constant conditions.

For this purpose an existing gypsum model of a treated patient was transferred into plastics, six of eight inserted implants were measured. The implant positions were at regions 17,15,12,21,23,27. Stock trays were used for the indirect technique, whereas custom-made trays were used for both direct techniques. Polyether impression materials were used for all impressions, ten impressions were taken for each impression procedure and ten stone casts were fabricated from the impressions. Transfer caps were used for the closed tray technique, which were placed rotation-locked on abutments before impression making. The splinting of open tray was produced on a stock cast, after setting for 24 hours separated and reconnected with a small amount of the same acrylic resin. After waiting 30 minutes, the impression was then taken. All impressions were taken with an “impression machine” under standardized conditions, so that a reproducible configuration between tray and cast could be adjusted for each technique.

All 30 produced dental stock casts were measured with a three dimensional coordinate measuring machine and data was compared to the master model, which had been measured before impression taking, in relation to changing rotation axis, tilting axis and three dimensional shift in the coordinate system.

Results showed significant deviations. The splinted open tray technique achieved the most precise imitation of the master model, followed by the closed tray technique. The unsplinted open tray technique obtained the most imprecise values in comparison with the other techniques.

Dimensional stability correlates directly to the used impression technique. The null hypothesis was rejected, splinting of various angulated implants showed significant improvement of the plaster models' reproduction quality.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28:149-157
2. Al-Abdullah K, Zandparsa R, Finkelman M, Hirayama H. An in vitro comparison of the accuracy of implant impressions with coded healing abutments and different implant angulations. *J Prosthet Dent*. 2013; 110:90-100
3. Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int*. 2012; 43:119-125
4. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992; 12:112-121
5. Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*. 1994; 71:589-591
6. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11:216-222
7. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999; 14:885-888
8. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*. 2004; 13:358-366
9. Assuncao WG, Gomes EA, Tabata LF, Gennari-Filho H. A comparison of profilometer and AutoCAD software techniques in evaluation of implant angulation in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23:618-622
10. Assuncao WG, Britto RC, Ricardo Barao VA, Delben JA, dos Santos PH. Evaluation of impression accuracy for implant at various angulations. *Implant Dent*. 2010; 19:167-174

11. Avila ED, Moraes FD, Castanharo SM, Del Acqua MA, Mollo Junior FA. Effect of Splinting in Accuracy of Two Implant Impression Techniques. *J Oral Implantol*. 2012; 26 [Epub ahead of print]
12. Bambini F, Ginnetti L, Memè L, Pellecchia M, Selvaggio R. Comparative analysis of direct and indirect implant impression techniques an in vitro study. *An in vitro study. Minerva Stomatol*. 2005; 54:395-402
13. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont*. 1993; 2:75-82
14. Bender MF. Unsplinted crowns on implants in the subantral augmented region: an evolution. *J Oral Implantol*. 1995; 21:121-130
15. Bergin JM, Rubenstein JE, Mancl L, Brudvik JS, Raigrodski AJ. An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *J Prosthet Dent*. 2013; 110:243-251
16. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J., Hallen O., Öhman A. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977; 16:1-132
17. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson, T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago Quintessence. 1985
18. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*. 1997; 77:68-75
19. Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012; 14:839-851.
20. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent*. 2007; 16:187-194



21. Castilho AA, Kojima AN, Pereira SM, de Vasconcellos DK, Itinoche MK, Faria R, Bottino MA. In vitro evaluation of the precision of working casts for implant-supported restoration with multiple abutments. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15:241-246
22. Cehreli MC, Akça K. Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006; 26:379-385
23. Cerqueira NM, Ozcan M, Gonçalves M, da Rocha DM, Vasconcellos DK, Bottino MA, Yener-Salihoğlu E. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27:341-345
24. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22:761-768
25. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants, *J Prosthet Dent.* 2007; 97:349-356
26. Corso M, Abanomy A, Di Canzio J, Zurakowski D, Morgano SM. The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials. *J Prosthet Dent.* 1998; 79:626-631
27. Craig RG, Robert G. Restorative dental materials. Elsevier. 2002
28. Daoudi, MF, Setchell, DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont.* 2001; 14:152-158
29. Del Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23:226-236
30. Del Acqua MA, Chavez AM, Castanharo SM, Compagnoni MA, Mollo Fde A Jr. The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25:1153-1158

31. Dullabh HD, Sykes LM. The accuracy of three impression transfer techniques for implant supported prostheses. *SADJ*. 2008; 63:458, 460-462, 464-465
32. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent*. 2000; 84:108-110
33. Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und Verarbeitung. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. 2005
34. Faria AC, Rodrigues RC, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Braz Oral Res*. 2008; 22:293-298
35. Faria JC, Silva-Concílio LR, Neves AC, Miranda ME, Teixeira ML. Evaluation of the accuracy of different transfer impression techniques for multiple implants. *Braz Oral Res*. 2011; 25:163-167
36. Fenske C, Sadat Khonsari MR, Jüde HD. Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. *Dtsch Zahnärztl Z*. 2001; 56:35-38
37. Ferreira VF, Barboza EP, Gouvêa CV, Bianchini GM, Mussallem F, Carvalho WR. Comparative study of the polyvinyl siloxane technique with resin-splinted transfer copings used for multiple implant abutment impressions. *Implant Dent*. 2012; 21:72-76
38. Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assunção WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont*. 2009; 18:172-176
39. Glockengiesser, J. Untersuchung zur Genauigkeit verschiedener Abformmethoden in Kombination verschiedener Abformmaterialien bei Verwendung des BRÄNEMARK-Implantatsystems. Philipps-Universität Marburg. 2003 [Dissertation]
40. Gonçalves FS, Popoff DA, Castro CD, Silva GC, Magalhães CS, Moreira AN. Dimensional stability of elastomeric impression materials: a critical review of the literature. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2011; 19:163-166
41. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25:38-44

42. Hassfurth, U. Vergleichende Darstellung zweier Implantatabformungstechniken an Hand in vitro Abformung eines Implantaturmodelles. Justus-Liebig-Universität Gießen. 2000 [Dissertation]
43. Hebel KS, Galindo D, Gajjar RC. Implant position record and implant position cast: minimizing errors, procedures and patient visits in the fabrication of the milled-bar prosthesis. J Prosthet Dent. 2000; 83:107-116
44. Henry PJ, Harnist DJR. Dimensional stability and accuracy of rubber impression materials. Aust Dent J. 1974; 19:162-166
45. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. J Prosthet Dent. 2000; 83:555-561
46. Hirschfelder C, Grüner M, Stark H, Helfgen EH. Dimensionsstabilität von Abdruckklöfeln und -material mit Blick auf die offene Implantatabformung. Dtsch Zahnärztl Z. 2008; 63:418-423
47. Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik, Band 3 Werkstofftechnik. Berlin: Quintessenz Verlag GmbH. 2003
48. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. Quintessence Int. 2007; 38:67-73
49. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. J Prosthet Dent. 1993; 69:588-593
50. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990; 5:331-336
51. <http://www.metrologic.fr/de-de/produkte/software/metrologxg.aspx> (11.05.2013)
52. [http://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/xive\\_\\_\\_s\\_\\_\\_3992.html](http://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/xive___s___3992.html) (26.10.2013)
53. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants J Prosthet Dent. 1993; 69:503-509

54. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996; 7:143-152
55. Ivanhoe JR, Adrian ED, Krantz WA, Edge MJ. An impression technique for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1991; 66:410-411
56. Jacobsson M, Albrektsson T. Resultate des Brånemark-Implantats. *Z Zahnärztl Implantol IV.* 1988; 165-166
57. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11:620-625.
58. Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2010; 2:128-133
59. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9:169-178
60. Keck SC. Automixing: a new concept in elastomeric impression material delivery systems. *J Prosthet Dent.* 1985; 54:479-483
61. Kim S, Nicholls JJ, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21:747-755
62. Koeck B, Wagner W. Einleitung. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Praxis der Zahnheilkunde. Band 13 Implantologie.* München. Urban & Fischer. 2004
63. Koniaris, A. Vergleich von derzeit gebräuchlichen Abformmaterialien und –techniken mit Hilfe eines Sulkus-Fluid-Modells. Justus-Liebig-Universität Gießen. 1999 [Dissertation]
64. Kruskal WH, Wallis WA. Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American Statistical Association.* 1952; 47:583-621
65. Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2008; 99:107-113

66. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008; 100:285-291 [Review]
67. Lee HJ, Lim YJ, Kim CW, Choi JH, Kim MJ. Accuracy of a proposed implant impression technique using abutments and metal framework. *J Adv Prosthodont.* 2010; 2:25-31
68. Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont.* 2011; 3:177-185
69. Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24:823-830
70. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *J Oral Rehabil.* 2000; 27:629-38
71. Luhmann, T. Nahbereichsphotogrammetrie. Wichmann, Heidelberg. 2003
72. Mansfield MA, Wilson HJ. Elastomeric Impression Materials, *British Dental Journal.* 1972; 106-110
73. Martínez-Rus F, García C, Santamaría A, Özcan M, Pradíes G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant Dent.* 2013; 22:268-276
74. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser. Köln München. 2005
75. Marxkors, R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Deutscher Zahnärzte Verlag. Köln. 2007
76. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8:511-516
77. Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 1978; 40:35-38

78. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1990; 64:684-688
79. Moseley JP, Dixon DL, Breeding LC. Custom impression trays. Part III: A stress distribution model. *J Prosthet Dent.* 1994; 71:532-538
80. Mostafa TM, Elgendy MN, Kashef NA, Halim MM. Evaluation of the precision of three implant transfer impression techniques using two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.* 2010; 23:525-528
81. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19:192-198
82. Ongül D, Gökçen-Röhlig B, Şermet B, Keskin H. A comparative analysis of the accuracy of different direct impression techniques for multiple implants. *Aust Dent J.* 2012; 57:184-189
83. Ödman PA, Jemt TM. Accuracy of impression materials in a semi-clinical model. *Dent Mater.* 1988; 4:64-67
84. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28:687-693
85. Papaspyridakos P, Lal K, White GS, Weber HP, Gallucci GO. Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26:1267-1272
86. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23:676-681
87. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27:102-110 [Review]

88. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. J Dent Res. 2012; 91:242-248 [Review]
89. Pape FW, Khoury C, Khoury F. Behandlungskonzept bei komplexen implantatprothetischen Rehabilitationen – Ein klinischer Erfahrungsbericht. Implantologie; 2003; 11: 259-270
90. Peroz I. The dimensional stability of polyether, polysulphide and silicone impression materials as well as the hardness of casts after disinfection. Dtsch Zahnärztl Z. 1988; 43:1066-1071
91. Phillips KM, Nicholls JJ, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994; 9:533-540
92. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. Clin Oral Implants Res. 2000; 11:448-457
93. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. Clin Oral Implants Res. 1992; 3:104-111
94. Reddy S, Prasad K, Vakil H, Jain A, Chowdhary R. Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. Niger J Clin Pract. 2013; 16:279-284
95. Rehmann P, Schierz S, Winkler G, Wöstmann B. Die Implantatabformung – drei Techniken im Überblick, Implantologie Journal. 2010; 6:18-20
96. Reinert M, Geis-Gerstorfer J. Vergleichende Untersuchung zur Passgenauigkeit von prothetisch-zahntechnischen Komponenten verschiedener Implantatsysteme, Dtsch Zahnärztl Z. 2007; 62:668-674
97. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. Dent Clin North Am. 2007; 51:629-642

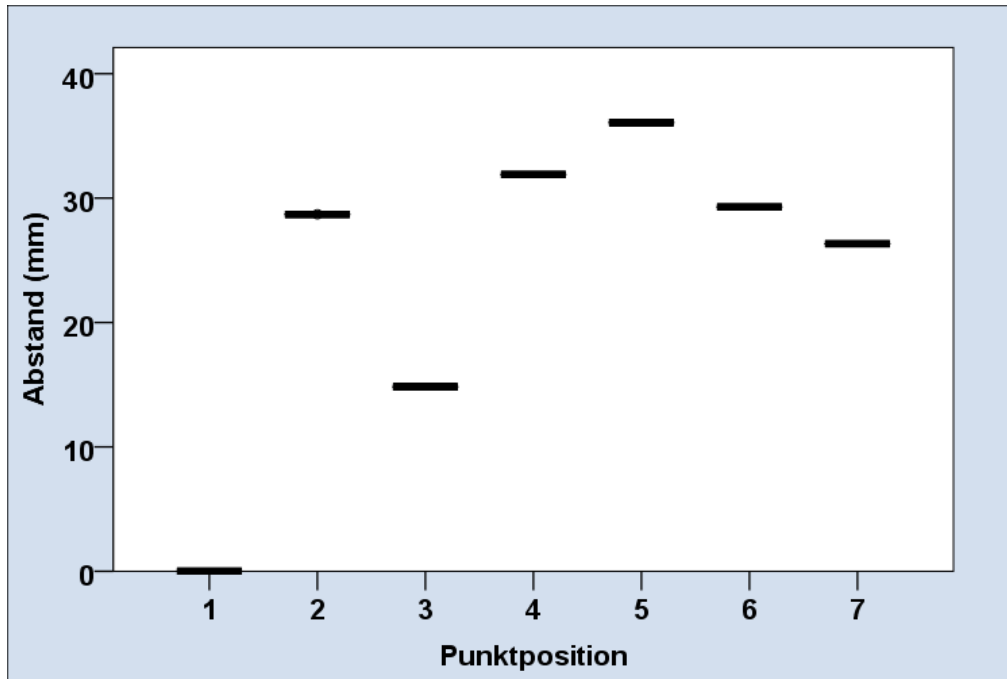
98. Rupp F, Lee H-R, Axmann D, Groten M, Geis-Gerstorfer J. Quantifizierung der Benetzungseigenschaften von hydrophilierten A-Silikonen und Polyethern während der Applikationsphase. Dtsch Zahnärztl Z. 2005; 587-592
99. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001; 10:85-92
100. Schwenzer N. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Band 3: Prothetik und Werkstoffkunde. Georg Thieme Verlag. 1994
101. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three dimensional finite-element study. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005; 73:140-147
102. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12 Suppl 1:63-76
103. Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. Clin Oral Investig. 2012; 6 [Epub ahead of print]
104. Stumbaum M. Überlebensrate implantatgetragener vollkeramischer Brücken in Passive-Fit-Technik - 3-Jahres-Ergebnisse. Deutscher Zahnärztetag, München, 6.-7. November 2009
105. Tarib NA, Seong TW, Chuen KM, Kun MS, Ahmad M, Kamarudin KH. Evaluation of splinting implant impression techniques: two dimensional analyses. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2012; 20:35-39
106. Thongthammachat S, Moore Bk, Barco MT, Hovi-Jitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. J Prosthodont. 2002; 11:98-108.



107. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:186-192
108. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2004; 92:470-476
109. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: an in vitro comparison. A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20:455-460
110. Walker MP, Petrie CS, Haj-Ali R, Spencer P, Dumas C, Williams K. Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont.* 2005; 14:158-163
111. Wegner K, Weskott K, Zenginel M, Rehmann P, Wöstmann B. Effects of implant system, impression technique, and impression material on accuracy of the working cast. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28:989-995
112. Weskott K. Dimensionsgenauigkeit von Abformmaterialien bei der offenen und geschlossenen Implantatabformung zweier unterschiedlicher Implantatsysteme. Justus-Liebig-Universität Gießen. 2011 [Dissertation]
113. Wenz HJ, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23:39-47
114. Wilson HJ. Elastomeric Impression Materials. *British Dental Journal.* 1966; 277-283
115. Wirz J, Naef V, Schmidli F. Moderne Elastomere in neuen Darreichungsformen und Verarbeitungssystemen - Eine vergleichende Materialprüfung. Teil 1 und 2, *Quintessenz.* 1998; 49:4 und 5, 403-409 und 513-520
116. Wöstmann, B, Höing M, Ferger P. Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Dtsch Zahnärztl Z.* 1998; 53:753-756
117. Wöstmann B. Passgenauer Zahnersatz durch effektive Zusammenarbeit zwischen Zahnarzt und Zahntechniker – Erkennen und Vermeiden von Abformfehlern.

43. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie e.V. in Sindelfingen.  
Wissenschaftlicher Vortrag am 15.06.2001
118. Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, Neto PT. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010; 25:1115-1124

## 9 Anhang



**Abbildung 25:** Abstände der einzelnen Implantatmittelpunkte vom Bezugspunkt des Referenzquaders (Mittelwerte)

Punktposition	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimum	Maximum	N
1	0,0069	0,00096	0,0071	0,01	0,01	10
2	28,6962	0,00294	28,6962	28,69	28,70	10
3	14,8246	0,00544	14,8245	14,82	14,83	10
4	31,8926	0,00418	31,8925	31,89	31,90	10
5	36,0784	0,00340	36,0784	36,07	36,08	10
6	29,2861	0,00246	29,2855	29,28	29,29	10
7	26,3315	0,00475	26,3318	26,32	26,34	10

**Tabelle 4:** Abstände der einzelnen Implantatmittelpunkte (Punktpositionen 2-7) vom Referenzpunkt (Punktposition 1) im Urmodell als deskriptive Statistik

Im Folgenden die Darstellung der Verschiebung der absoluten Abstände (in mm) zwischen Bezugspunkt des Referenzquaders und Implantatmittelpunkt, diese sind nach Implantatpositionen aufgeschlüsselt:

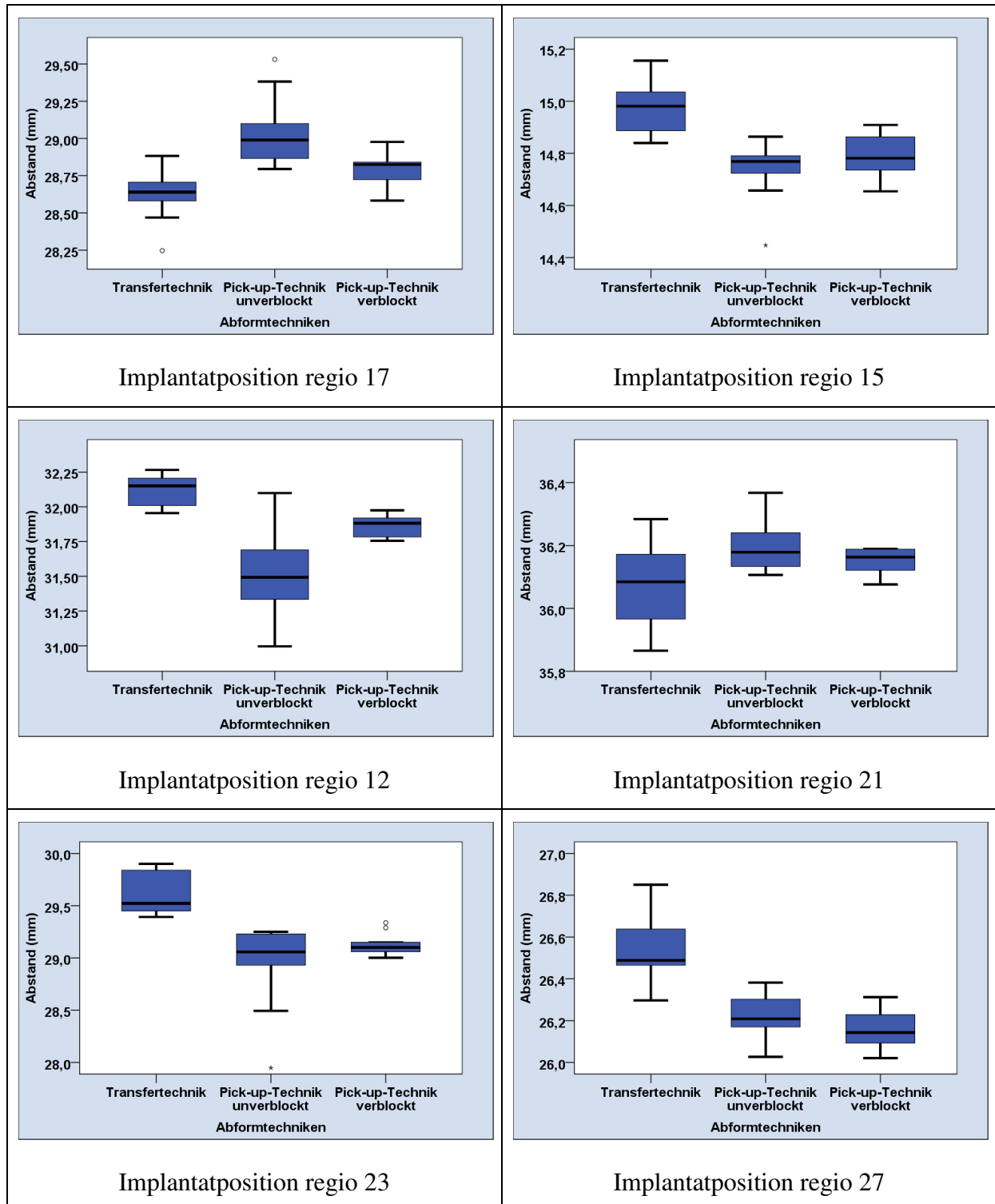


Abbildung 26: Abstände der einzelnen Implantatmittelpunkte vom Referenzpunkt

## 10 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

---

Ort, Datum

---

Unterschrift

## 11 Danksagung

An erster Stelle möchte ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann, für die wunderbare und effiziente Betreuung meiner Dissertation danken. Er stand mir stets helfend und lösungsorientiert zur Seite, durch ihn bekam die Arbeit eine überdurchschnittliche Förderung. Ich bin ihm zu tiefem Dank für die Übernahme des Dissertationsthemas und seine sympathische, menschliche Weise verpflichtet.

Ebenfalls danken möchte ich dem Chefarzt der Privatzahnklinik Schloss Schellenstein, Herrn Prof. Dr. Fouad Khoury, der mich in der Anfangszeit der Dissertation betreute und dank seiner Motivation stets im Fortkommen der Arbeit unterstützte. Er gab mich zu treuen Händen an meinen Doktorvater ab, was sich für mich als Glücksfall erwies.

Ein ganz besonderer Dank gilt auch dem Oberarzt der Privatzahnklinik Schloss Schellenstein, Herrn Dr. Friedrich-Wilhelm Pape, auf dessen Anregung das Dissertationsthema formuliert werden konnte. Er hat mich von der ersten Stunde an begleitet, viele gemeinsame Stunden der Irrungen und Wirrungen haben uns dennoch nicht verzweifeln lassen und schließlich zum Ziel geführt. Für diesen langen gemeinsamen Weg möchte ich mich sehr herzlich bedanken.

Ein großer Dank gilt der Firma *Dentsply Friadent*, im Besonderen dem Clinical Education Manager, Herrn Rolf Rothammer. Er konnte durch die Bereitstellung aller benötigten Implantatmaterialien, der Abbildungen 1 und 2 in obiger Studie und seine fundierten Hintergrundinformationen einen wesentlichen Teil dieser Arbeit ermöglichen.

Allen anderen Firmen, die durch Unterstützung und kostenlose Materiallieferungen diese Arbeit unterstützt haben, gilt ein ebenso großer Dank.

Weiterer Dank gilt Frau Dr. Tanja Kottmann für die statistische Auswertung der erhobenen Daten und die graphische Aufbereitung der Ergebnisse. Sie half mir durch den Dschungel der Statistik, die Zusammenarbeit verlief reibungslos.

Den Herren Ulrich Heun und Michael Köhl möchte ich ebenfalls danken für die Möglichkeit, die Vermessung an den Modellen vorzunehmen. Beide standen mir immer hilfreich zur Seite.

Für das Korrekturlesen dieser Arbeit bedanke ich mich sowohl bei Herrn Dr. Friedrich-Wilhelm Pape wie auch bei meinem Vater, Dr. Albert Franke.

Mein größter Dank gilt meiner Familie, besonders meinen Eltern. Dank ihrer liebevollen und fördernden Worte und Taten wurde mir die Arbeit überhaupt erst ermöglicht. Danke, Papa und Mama!